Aus der
Medizinischen Klinik und Poliklinik
des
Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
Geschäftsführender Direktor: Prof.Dr.med. Rolf Schröder
Abteilung für Kardiopulmologie

PRÜFUNG EINER QUANTITATIVEN AUSWERTMETHODIK BEI DER ERFASSUNG REGIONALER LINKSVENTRIKULÄRER WANDBEWEGUNGSSTÖRUNGEN IN DER ZWEIDIMENSIONALEN ECHOKARDIOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Rüdiger Dißmann
aus Göttingen

1986

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Aus der
Medizinischen Klinik und Poliklinik
des
Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. Rolf Schröder
Abteilung für Kardiopulmologie

PRÜFUNG EINER QUANTITATIVEN AUSWERTMETHODIK BEI DER ERFASSUNG REGIONALER LINKSVENTRIKULÄRER WANDBEWEGUNGSSTÖRUNGEN IN DER ZWEIDIMENSIONALEN ECHOKARDIOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinische Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Rüdiger Dißmann
aus Göttingen

Referent: Prof. Dr. med. Giancarlo Biamino
Korreferent: Prof. Dr. H. Hochrein

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 12. 12. 1986

		Seite
1.	**Einleitung** Zielsetzung und Aufbau der vorliegenden Arbeit	5
2.	**Allgemeiner Teil**	7
2.1	Echokardiographische Technik	7
2.1.1	Physikalische Eigenschaften des Ultraschalls	7
2.1.2	Funktionsprinzip der Ultraschallgeräte	9
2.1.3	Signalverarbeitung in der eindimensionalen Echokardiographie	10
2.1.4	Zweidimensionale Echokardiographiegeräte	11
2.1.5	Auflösungsvermögen der 2D-Echogeräte	13
2.1.6	Zweidimensionale Schnittbilder	13
2.2	Einteilung der Kontraktionsstörungen	18
2.3	Bedeutung der segmentalen Wandbewegungs-analyse in der zweidimensionalen Echokardiographie	19
2.4	Quantitative regionale Wandbewegungsanalyse in der Cineventrikulographie	21
2.4.1	Allgemeine Übersicht	21
2.4.2	Spezielle Methodik	22
2.4.2.1	Referenzsysteme	22
2.4.2.2	Koordinatensysteme	25
2.4.2.3	Parameter zur Messung der Wandbewegung	27
3	**Methodik**	29
3.1	Gewinnung der Normalbereiche	29
3.1.1	Abgeleitete Schnittebenen	29
3.1.2	Auswahl der Normalpersonen	30
3.1.3	Auswahl der Echoaufnahmen nach Abbildungsqualität	30
3.1.4	Durchführung der Echountersuchung	31
3.1.5	Technik der digitalen Auswertung	31
3.1.6	Methoden zur quantitativen Wandbewegungsanalyse	32
3.1.6.1	Referenzsysteme	32
3.1.6.2	Koordinatensysteme	33
3.1.6.3	Parameter zur Messung der Wandbewegung	33
3.1.7	Aufstellung der Normalbereiche	37
3.1.8	Ermittlung der Ejektionsfraktion im 2KB und 4KB	38
3.2	Wandbewegungsanalyse bei Patienten nach Myokardinfarkt	39
3.2.1	Auswahl der Patienten	39
3.2.2	Durchführung der Echountersuchung	39
3.2.3	Beurteilung der quantitativen Auswertbarkeit	40
3.2.4	Durchführung der quantitativen Wandbewegungsanalyse	40
3.2.5	Dyssynergieindex für die quantitative Auswertung	40
3.2.6	Semiquantitativ-visuelle Auswertung	43

		Seite
3.2.7	Dyssynergieindex der semiquantitativ-visuellen Auswertung	44
3.2.8	Vergleich der Ergebnisse beider Verfahren	44
4	**Ergebnisse**	45
4.1	Normalbereiche	45
4.1.1	Untersuchung der Normalpersonen	45
4.1.2	Überprüfung der Verteilungsannahme	45
4.1.3	Beschreibung der Normalbereiche	46
4.1.4	Ejektionsfraktion im 2KB und 4KB	52
4.2	Wandbewegungsanalyse bei Patienten nach Myokardinfarkt	52
4.2.1	Patientenkollektiv	52
4.2.2	Auswertbarkeit der 2D-Echoaufnahmen	52
4.2.2.1	- bei Anwendung der quantitativen Wandbewegungsanalyse	52
4.2.2.2	- bei der semiquantitativ-visuellen Wandbewegungsanalyse	53
4.2.3	Vergleich der Ergebnisse der Wandbewegungsanalyse aus beiden Verfahren	55
5	**Diskussion**	61
5.1	Technische Schwierigkeiten der quantitativen Wandbewegungsanalyse im 2D-Echo	61
5.2	Normalbereiche	62
5.2.1	Normalbereiche in der Literatur	62
5.2.2	Beurteilung der eigenen Normalbereiche	64
5.2.3	Bestimmung der Ejektionsfraktion	65
5.3	Prüfung der quantitativen Wandbewegungs-analyse an Infarktpatienten	66
5.4	Quantitative Auswertmethodik	70
5.4.1	Vergleich der Referenzsysteme	70
5.4.2	Koordinatensystem und Meßparameter	72
5.5	Auswertbarkeit der 2D-Echoaufnahmen	73
6	**Zusammenfassende Beurteilung**	78
7	**Abkürzungen**	81
8	**Literaturnachweis**	82
9	**Lebenslauf**	99
10	**Danksagung**	100

1 Einleitung
Zielsetzung und Aufbau der vorliegenden Arbeit

In der zweidimensionalen Echokardiographie haben in den letzten Jahren eine Reihe von Arbeiten gezeigt, daß durch die Beobachtung der Herzkontraktion am laufenden Bild eine qualitative oder einfache semiquantitative Einschätzung der regionalen Wandbewegung des linken Ventrikels möglich ist. Dies konnte aus der überwiegend guten Übereinstimmung der echokardiographischen Ergebnisse mit Befunden von cineventrikulographischen (28, 47, 51, 52, 79, 97) und radionuklidventrikulographischen (35, 74) Kontraktionsanalysen geschlossen werden. Die Kontraktilität steht in engem Zusammenhang mit der Sauerstoffversorgung des Herzmuskels, so daß ischämisches oder nekrotisches Myokard an verminderter oder aufgehobener Kontraktilität zu erkennen ist (95, 102). Aus elektrokardiographischen (36, 58, 91), myokardszintigraphischen (61, 66) tierexperimentellen (61, 101) und pathologisch-anatomischen (96) Untersuchungen geht deshalb hervor, daß der Nachweis von regionalen Wandbewegungsstörungen im 2D-Echo mit großer Wahrscheinlichkeit auf eine akute Minderperfusion oder einen Narbenbereich in einem Abschnitt der Kammermuskulatur schließen läßt.

Zur Durchführung einer genaueren quantitativen Wandbewegungsanalyse liegen in der zweidimensionalen Echokardiographie bisher relativ wenig Erfahrungen vor. In der Cineventrikulographie hingegen sind quantitative Auswerttechniken weit verbreitet. Hier ergaben sich in einer Arbeit von Chaitman (8) Vorteile der quantitativen Auswertung hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Genauigkeit der Ergebnisse. Ideker (44) konnte durch eine quantitative Kontraktionsanalyse besser auf den bei einer späteren Sektion ermittelten lokalen Fibroseanteil im Kammermyokard schließen als durch eine einfache qualitativ-visuelle Auswertung.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit bestand nun darin zu prüfen, ob mit einer in Anlehnung an die Cineventrikulographie entwickelten Auswertmethode auch in der zweidimensionalen Echokardiographie die quantitative Erfassung regionaler Wandbewegungsstörungen möglich ist. Hierzu sollten vier häuptsächliche Fragestellungen überprüft werden.

Vom statistischen Gesichtspunkt lassen sich zunächst zwei grundsätzliche Forderungen an ein geeignetes quantitatives Auswertverfahren aufstellen (nach 27):

1. Läßt sich mit der Auswertmethode bei der Untersuchung von Normalpersonen ein Normbereich mit akzeptablen Grenzen für die linksventrikuläre Wandbewegung ermitteln?

2. Kann die Auswertmethode Ventrikel mit normaler und mit pathologischer Wandbewegung trennen?

Als Referenzmethode für die quantitative Auswertung wurden bei der Überprüfung von Punkt 2 die Ergebnisse einer unabhängig davon durchgeführten visuellen Auswertung der regionalen Kontraktion benutzt.

Zwei verschiedene quantitative Auswertverfahren wurden auf die Erfüllung der beiden Forderungen hin vergleichend überprüft:

3. Welches Referenzsystem ist für die quantitative Auswertung am besten geeignet?

Wegen der oft erheblichen technischen Schwierigkeiten bei der Gewinnung von qualtitativ guten zweidimensionalen Echoschnittbildern wurde die Praktikabilität der quantitativen Auswertung im Vergleich mit der einfacheren visuell-semiquantativen Wandbewegungsanalyse untersucht:

4. Wie oft ist es bei einem konsekutiven Kollektiv von Patienten mit koronarer Herzerkrankung möglich, eine quantitativ-rechnergestütze bzw. eine semiquantitativ-visuelle Wandbewegungsanalyse durchzuführen?

Für die Beurteilung quantitativer Verfahren spielt neben der Richtigkeit und der Praktikabilität vor allem die Genauigkeit, charakterisiert durch die Variabilität und die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, eine wichtige Rolle (3). Um den Umfang der Arbeit zu beschränken, wurde auf Untersuchungen zu dieser Fragestellung in der vorliegenden Dissertation zunächst verzichtet.

2 Allgemeiner Teil

2.1 Echokardiographische Technik (nach 5, 18, 19)

2.1.1 Physikalische Eigenschaften des Ultraschalls

Definitionsgemäß werden als Ultraschall Schallwellen mit Frequenzen von über 20000 Hz bezeichnet. Im medizinisch-diagnostischen Bereich werden Frequenzen von 1 - 7 MHz angewendet. Dies entspricht einer Wellenlänge zwischen 1 und 0,2 mm.

Einige Eigenschaften des Ultraschalls sind wesentlich für seine diagnostische Anwendbarkeit in der Medizin:

- So ist Ultraschall, wie er in der Sonographie und Echokardiographie eingesetzt wird, für Patient und Untersucher unschädlich (100).

- Ultraschall läßt sich erheblich leichter als hörbarer Schall zu einem Strahl richten.

- Ultraschall gehorcht den Gesetzen von Reflexion und Brechung.

Zum letzten Punkt ist wichtig, daß die Art der Ausbreitung des Ultraschalls durch die akustische Impedanz (Widerstand) des Ausbreitungsmediums bestimmt wird. Die Impedanz errechnet sich als Produkt der Dichte eines Mediums und der Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls in diesem Medium. Verläuft der Schall durch ein homogenes Material, so breitet er sich geradlinig aus. Trifft er jedoch auf eine Grenzfläche zweier Bereiche mit unterschiedlicher akustischer Impedanz, so wird er gebrochen und reflektiert. Je größer der Impedanzunterschied an der Grenzfläche, desto größer ist der Anteil des reflektierten Schalls. Besonders stark ist die Reflexion also beim Übergang von einem gasförmigen in ein festes Medium, weniger ausgeprägt, wenn sich der Schall von einem flüssigen in ein festes Medium ausbreitet.

Die Menge des reflektierten Ultraschalls wird neben dem Impedanzunterschied zusätzlich durch den Einfallswinkel des Ultraschalls auf eine Grenzfläche bestimmt. Je senkrechter der Schall auftrifft, um so größer ist der reflektierte Anteil.

Ob an einer Grenzfläche eine Reflexion stattfindet, hängt auch von dem Verhältnis der Wellenlänge des Ultraschalls zur Objektdicke des akustisch unterschiedlichen Materials ab. Der dem Ultraschall ausgesetzte Gesamtdurchmesser des Objektes muß mindestens ein Viertel seiner Wellenlänge betragen, um eine Reflexion zu erzeugen. Je größer also die Frequenz bzw. je geringer die Wellenlänge des Ultraschalls, um so kleinere Objekte führen noch zu einer Reflexion.

2.1.2 Funktionsprinzip der Ultraschallgeräte

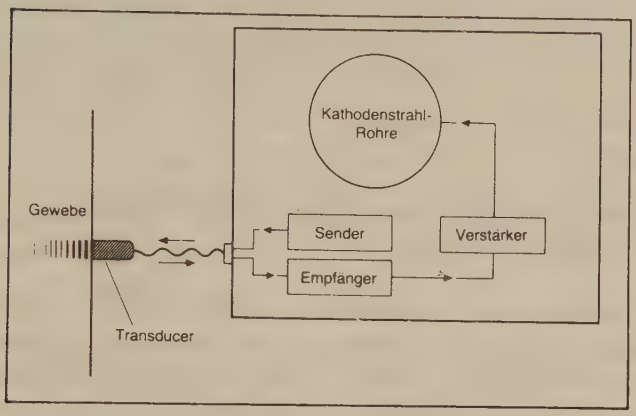


Abb. 1 Schematische Darstellung vom Aufbau eines Ultraschallgerätes (aus 19)

Hauptbestandteil jedes Ultraschallgerätes ist ein sogenanntes "Piezoelektrisches Element". Piezoelektrische Stoffe ändern unter dem Einfluß elektrischer Felder ihre Struktur. Bei dieser Formveränderung entstehen Schallwellen. Die Umkehrung trifft ebenso zu: Trifft eine Schallwelle auf ein piezoelektrisches Element, wird ein elektrischer Impuls ausgelöst. Ein solches piezoelektrisches Element ist als sogenannter Transducer in Gestalt einer dünnen Keramikmembran im Schallkopf eines Ultraschallgerätes angeordnet. Es sendet pro Sekunde 500 - 1500 kurze Ultraschallimpulse in das untersuchte Gewebe aus. Zwischen diesen Impulsen arbeitet das piezoelektrische Element als Empfänger, indem es die reflektierten Schallwellen wieder in elektrische Impulse umwandelt. Die weiteren Grundelemente eines Ultraschallgerätes sind in der Abbildung (s. Abb. 1) dargestellt. Der Transmitter reguliert Dauer und

Frequenz der vom Transducer ausgesandten Ultraschallsignale. Die im Transducer durch die reflektierten Schallwellen erzeugten elektrischen Impulse werden in einen Empfänger und einen Signalverstärker weitergeleitet. Zuletzt erfolgt dann die optische Darstellung auf einem Kathodenstrahloszilloskop.

2.1.3 Signalverarbeitung in der eindimensionalen Echokardiographie

Der eben schematisch dargestellte Aufbau eines Ultraschallgerätes trifft für Geräte zu, mit denen die herkömmliche eindimensionale oder M-Mode-Echokardiographie (M = Motion, Mode = Darstellung) durchgeführt wird. Dabei können die von den einzelnen Strukturen des Herzens reflektierten Ultraschallwellen auf unterschiedliche Weise dargestellt werden:

Im A-Mode (A = Amplitude) werden die durch den reflektierten Ultraschall erzeugten Spannungsschwankungen auf dem Oszilloskop in Form von zackenförmigen Ausschlägen sichtbar gemacht. Die räumliche Auftrennung der Echos gelingt dadurch, daß sie zeitlich unterschiedlich schnell zurückkommen. Die Höhe der Zacken im A-Mode-Bild richtet sich nach der Intensität des reflektierten Ultraschallsignals.

Im B-Mode-Bild (B = Brightness) wird die Intensität des reflektierten Ultraschalls nicht durch eine Zacke bestimmter Höhe, sondern durch die unterschiedliche Helligkeit von Lichtpunkten wiedergegeben.

Führt man jetzt im B-Mode-Bild die Zeit als zweite Dimension ein und fügt so aufeinanderfolgende B-Mode-Bilder aneinander, läßt sich auch die Bewegung der Herzstrukturen aufzeichnen.Es entsteht das M-Mode-Echokardiogramm.

2.1.4 Zweidimensionale Echokardiographiegeräte

Durch einen sehr schnellen Schwenk des Schallkopfes kann man im B-Mode ein Schnittbild des Herzens im Echtzeitverfahren erzeugen. Diese Form der Echokardiographie wird als Schnittbildechokardiographie oder häufiger als zweidimensionale Echokardiographie bezeichnet. Zur kontinuierlichen Erzeugung eines Schnittbildes im Echtzeitverfahren existieren grundsätzlich zwei verschiedene Gerätetypen: Mechanische und elektronische Echokardiographen. Beide Systeme haben ihre Vor- und Nachteile und werden beide in der Routinediagnostik eingesetzt.

A) Mechanische Echokardiographen (Mechanische Scanner)
Bei diesen Geräten wird der Ultraschall mit Hilfe eines Elektromotors kreisförmig bewegt. Dabei wird ein Teil des Herzens abgetastet und ein sektorförmiges Schnittbild erzeugt. Mechanische Sektorscanner arbeiten entweder mit einem um 360° rotierenden System, bei dem mehrere Schallköpfe um eine Achse gedreht werden, oder mit einem oszillierenden System, bei dem ein Schallkopf in einem bestimmten Winkel hin- und hergeschwenkt wird (s. Abb. 2). Ein Spiegelsystem, wie in der Abbildung dargestellt, spielt als Konstruktionsprinzip nur eine unbedeutende Rolle.

B) Elektronische Echokardiographen (Elektronische Scanner)
Die Schallköpfe der elektronischen Geräte bestehen aus mehreren (32 - 64) Einzelelementen, die in Form eines Rechtecks oder Quadrats nebeneinander angeordnet sind. Bei den elektronischen Scannern existieren zwei verschiedene Konstruktionsprinzipien. Bei den linearen Systemen werden die Einzelelemente des Schallkopfes nacheinander aktiviert, wodurch das Untersuchungsobjekt linear abgetastet wird (s. Abb. 2). Diese Form des elektronischen Echokardiographen ist in der Abdomensonographie weit verbreitet. Die Geräte benötigen

UNIV. LEIPZIG

einen relativ breiten Schallkopf. Da bei der Untersuchung des Herzens jedoch häufig nur ein kleines echokardiographisches Fenster zur Verfügung steht, wird hier eine sektorförmige Abtastung bevorzugt. Richtung und Form der Ultraschallwellenfront können bei diesen Geräten durch eine zeitlich variable Aktivierung der Einzelschallkopfelemente verändert werden (Prinzip des Phased Array), so daß ein sektorförmiges Schnittbild erzeugt wird.

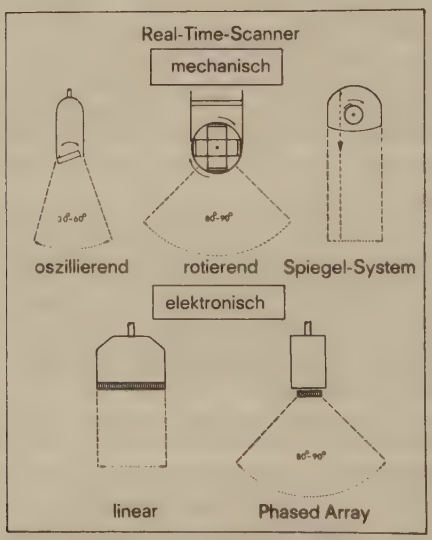


Abb. 2 Verschiedene Typen von zweidimensionalen Echokardiographiegeräten im Echtzeitverfahren (Real-Time-Scanner). Das Spiegelsystem wird als Konstruktionsprinzip nur selten eingesetzt. (aus 19).

2.1.5 Auflösungsvermögen der 2D-Echogeräte

Eine ausreichende räumliche und zeitliche Auflösung ist eine wesentliche Voraussetzung für die Quantifizierbarkeit echokardiographischer Bilder.

Als räumliches Auflösungsvermögen bezeichnet man die Fähigkeit zwei nebeneinanderliegende Objekte zu unterscheiden oder zu identifizieren. Dabei wird zwischen einer axialen (Auflösung in Richtung des Ultraschallstrahls) und einer lateralen Auflösung (Auflösung senkrecht zur Strahlachse) unterschieden. Bei modernen Geräten liegt die axiale Auflösung im Bereich von einem Millimeter, also nahe der physikalischen Auflösungsgrenze (55, 78). Das laterale Auflösungsvermögen ist schlechter und nimmt mit der Eindringtiefe des Ultraschalls ab (78). So wird für eine Eindringtiefe von 2 - 6 cm eine laterale Auflösung von 3 mm, bei 12 cm Eindringtiefe von mindestens 6 mm angegeben (55, 78). Das zeitliche Auflösungsvermögen liegt bei den zweidimensionalen Echokardiographiegeräten bei 30 Bildern pro Sekunde.

2.1.6 Zweidimensionale Schnittbilder

Zur Beschreibung der zweidimensionalen Schnittbilder in der 2D-Echokardiographie hat sich die American Society of Echocardiography 1980 auf eine einheitliche Nomenklatur geeinigt (39, 54). Diese wird auch hauptsächlich in der Literatur angewendet.

Danach wird bei der Beschreibung eines Schnittbildes zunächst die Region benannt, von der aus die echokardiographische Untersuchung erfolgt. Folgende Regionen werden unterschieden:

A) Parasternal
Region, die links vom Sternum unterhalb der Clavicula und oberhalb der untersten Rippe liegt

B) Apikal
Region im Bereich des Herzspitzenstoßes links (bei Dextrokardie rechts, Zusatz zu A und B)

C) Subkostal
Region des epigastrischen Winkels unterhalb der beiden Rippenbögen etwa in der Mitte

D) Suprasternal
Ableitung erfolgt vom Jugulum aus

Neben der Angabe der Ableitungsregion erfolgt die Bezeichnung der Schnittebene. Dabei versteht man unter einer bestimmten Schnittebene eine Serie von Schnitten durch das Herz, die zueinander etwa parallel liegen und nicht mehr als 45° von der Hauptachse abweichen. Prinzipiell werden für beide Ventrikel drei Schnittebenen unterschieden:

1. Längsachse
Längsschnitt durch den Ausflußtrakt eines Ventrikels: Die Schnittebene steht senkrecht auf der Vorderseite und der Hinterseite eines Ventrikels

2. Kurze Achse (Querachse)
Schnittebene senkrecht zur Längsachse

3. Vierkammerblick
Schnittebene, die zwischen Vorder- und Hinterseite des Ventrikels verläuft

In der Folge sollen anhand dieser Nomenklatur die wichtigsten bei der Routineuntersuchung von Erwachsenen verwendeten Schnittbilder dargestellt werden (5). Zur Klärung

spezieller Fragestellungen ist jedoch auch die Ableitung von noch weitaus mehr Schnittebenen möglich und notwendig. Die Angaben über die Anatomie der Schnittbilder entspricht den Mitteilungen aus der Mayo-Klinik von Edward und Mitarbeitern (12).

- Parasternale Längsachse (s. Abb. 3)
  Der Schallkopf wird im 3. oder 4. Interkostalraum neben dem linken Sternalrand aufgesetzt und in der Längsachse des linken Ventrikels ausgerichtet. Die Aorta wird dabei rechts, spitzennahe Anteile links eingestellt. Dabei werden die Vorderwand des rechten Ventrikels, Teile des interventrikulären Septums, die posteriore Wand des linken Ventrikels, der linke Vorhof und Bereiche der Aorten- und der Mitralklappe dargestellt. Die eigentliche Herzspitze kann selten abgebildet werden.

- Parasternale kurze Achse des linken Ventrikels
  (s. Abb. 3)
  Nach Drehung des Schallkopfes aus der parasternalen Längsachse um 90° im Uhrzeigersinn erhält man Querschnitte in der kurzen Achse des linken Ventrikels. Durch Kippen oder Verschieben des Schallkopfes in Richtung der Längsachse kann man Schnittbilder des gesamten Herzens in verschiedenen Höhen vom Vorhofbereich über die Klappenebene bis hin zu den Papillarmuskeln und der Herzspitze darstellen.

- Apikaler Vierkammerblick (s. Abb. 3)
  Von der Herzspitze aus läßt sich eine Schnittebene einstellen, die etwa parallel zur Vorder- und Hinterwand des Herzens verläuft. Es entsteht ein Vierkammerblick, der durch die Einflußbahn beider Ventrikel verläuft. Dargestellt werden die Seitenwände des rechten und des linken Ventrikels, das interventrikuläre Septum sowie beide Vorhöfe und die AV-Klappen.

- Apikale Längsachse des linken Ventrikels (Zweikammerblick, RAO-Äquivalent) (s. Abb. 3)
  Nach Drehung des Schallkopfes aus dem Vierkammerblick um 90° gegen den Uhrzeigersinn erhält man eine Längsachse durch den linken Ventrikel. Diese trifft die anteroseptale und die inferiore Wand des linken Ventrikels. Ebenfalls dargestellt sind die Aorta und Teile der Mitralklappe. Dieses Schnittbild ähnelt der RAO-Projektion bei der Ventrikulographie.

- Subkostaler Vierkammerblick (s. Abb. 3)
  Von subkostal aus verläuft die Schnittebene parallel zur Vorder- und Hinterwand des Herzens und erfaßt - ähnlich wie beim apikalen Vierkammerblick - die Einflußbahn beider Ventrikel. Die Schnittebene verläuft jedoch nahezu rechtwinklig zum interventrikulären und interatrialen Septum. Die Herzspitze wird selten abgebildet.

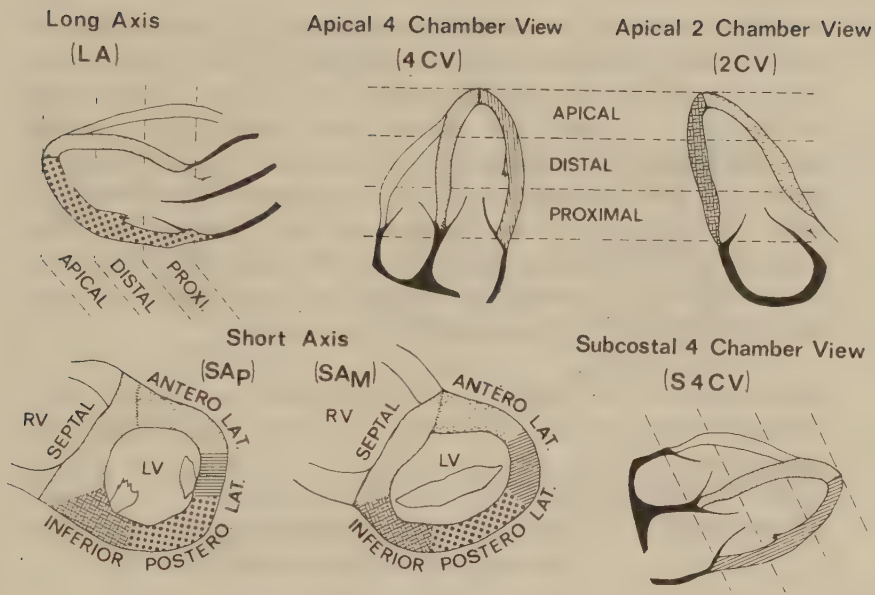


Abb. 3 Die wichtigsten zweidimensionalen Schnittebenen: Parasternale Längsachse (Long Axis), apikaler Vierkammerblick (Apical 4 Chamber View), apikaler Zweikammerblick (Apical 2 Chamber View), parasternale kurze Achse des linken Ventrikels (Short Axis) in Höhe der Papillarmuskel (SAp) und der Mitralklappe (SAm), subkostaler Vierkammerblick (Subcostal 4 Chamber View). Für die semiquantitativ-visuelle Auswertung wurde die Ventrikelwand, wie dargestellt, in den apikalen Schnitten in jeweils 6 Abschnitte und in der kurzen Achse in 5 Abschnitte unterteilt. Durch unterschiedliche Schraffur sind die in den verschiedenen Schnittebenen korrespondierenden Wandareale gekennzeichnet. (aus 5)

2.2 Einteilung der Kontraktionsstörungen

Die Einteilung der verschiedenen Formen der Kontraktionsstörung wird allgemein in Anlehnung an die Veröffentlichung von Herman und Mitarbeitern (40) aus dem Jahre 1967 vorgenommen (s. Abb. 4). Herman definierte den normalen Kontraktionsablauf als eine gleichförmige, relativ konzentrische Einwärtsbewegung aller Punkte auf der inneren Ventrikeloberfläche während der Systole. Das Ausmaß der normalen Einwärtsbewegung beschrieb er für die Ventrikulographie durch eine Mindestverkürzung von bestimmten in der Ventrikelsilhouette konstruierten Achsen.

In der Arbeit von Herman und Mitarbeitern werden vier verschiedene Formen der regionalen Kontraktionsstörung beschrieben:

1. Akinesie - Ein völliger Kontraktionsverlust in einem Teil des linken Ventrikels

2. Dyskinesie - Eine paradoxe Auswärtsbewegung in einem Bereich der Ventrikelwand während der Systole

3. Asyneresis - Eine verminderte oder eingeschränkte Kontraktion in einem Bereich des linken Ventrikels

4. Asynchronie - Zeitliche Dissoziation des normalen Kontraktionsablaufes

Der Begriff "Asyneresis" ist heute weitgehend durch den Ausdruck "lokalisierte Hypokinesie" ersetzt. Als "Hypokinesie" war bei Herman und Mitarbeitern nur eine diffuse, generalisierte Verminderung der normalen Kontraktion bezeichnet worden.

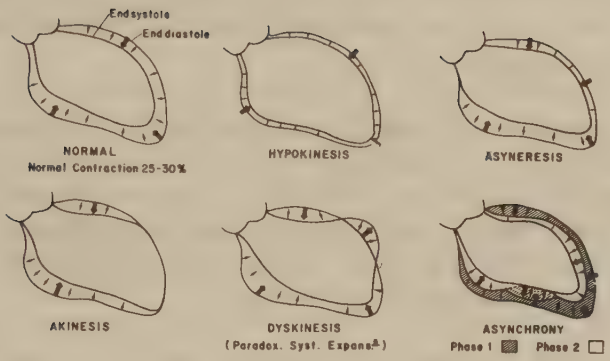


Abb. 4 Die normale Ventrikelkontraktion und verschiedene Formen der lokalen und generalisierten Kontraktilitätsstörungen aus der Arbeit von Herman, Gorlin u. a. (aus 40)

2.3 Bedeutung der segmentalen Wandbewegungsanalyse in der zweidimensionalen Echokardiographie

Die Möglichkeit, durch die zweidimensionale Echokardiographie relativ einfach und nicht invasiv Informationen über die regionale Wandbewegung des Herzens zu erhalten, hat in den letzten Jahren zu einer Reihe von Untersuchungen geführt, die die klinische Wertigkeit dieses Funktionsparameters aufzeigen.

Das wichtigste Anwendungsgebiet liegt bei den Patienten mit koronarer Herzerkrankung. So stellt die Erkennung von Wandbewegungsstörungen beim Verdacht auf einen akuten Myokardinfarkt in vielen Fällen eine wichtige diagnostische Zusatzinformation dar, die in Kombination mit dem EKG und

anderen klinischen Größen die Zuverlässigkeit der Infarktdiagnose erhöhen kann (23, 43, 79, 91). Die Bedeutung bei der Erkennung nicht transmuraler Infarkte, auf die besonders in der Arbeit von Loh (58) hingewiesen wurde, ist dabei noch umstritten (79).

Die Vergleiche mit ventrikulographischen Untersuchungen (28, 52) deuten an, daß mit Hilfe der zweidimensionalen Echokardiographie auch fragliche ältere Infarktnarben nachgewiesen werden können (52). Eine Unterscheidung zwischen einem frischen oder einem älteren Geschehen ist echokardiographisch kaum möglich (79).

Zwei Arbeitsgruppen (61, 62) konnten zeigen, daß das Neuauftreten von Wandbewegungsstörungen im zweidimensionalen Echokardiogramm nach körperlicher Belastung ein guter Indikator für das Vorliegen einer koronaren Herzkrankheit ist. Dies konnte durch Vergleiche mit den Ergebnissen einer anschließenden Myokardszintigraphie bzw. einer später durchgeführten Koronarangiographie demonstriert werden.

Neben der diagnostischen Information liegt eine wesentliche Bedeutung der echokardiographischen Wandbewegungsanalyse darin, daß das Ausmaß der Kontraktionsstörung bestimmt werden kann. Wie eine Reihe von Arbeiten zeigen (26, 43, 74, 79, 102), können durch die Abschätzung der Infarktgröße im zweidimensionalen Echokardiogramm schon unmittelbar nach der Krankenhausaufnahme Risikopatienten erkannt werden, die während des späteren Klinikaufenthaltes eine höhere Mortalität aufweisen und häufiger hämodynamische Komplikationen erleiden. Die Aussagekraft scheint die anderer Verfahren, wie z. B. Höhe des Kreatinkinasegipfels, EKG-Lokalisation, früherer Infarkt in der Anamnese, Norris-Koronarindex, zu übertreffen (26, 102). Eine über die Hospitalphase hinausgehende Nachbeobachtung der Patienten wurde bisher nur in wenigen echokardiographischen Arbeiten vorgenommen (65, 74). Die Ergebnisse deuten

an, daß - wie auch schon aus der Cineventrikulographie bekannt (21, 84) - dem Ausmaß der Infarktnarbe auch für mehrjährige Zeiträume nach dem akuten Ereignis eine wichtige prognostische Bedeutung zukommt.

Ein weiteres Anwendungsgebiet der Wandbewegungsanalyse liegt in der Wirksamkeitskontrolle operativer und pharmakologischer Eingriffe, insbesondere bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung. So berichtet zum Beispiel eine Arbeitsgruppe über die Verbesserung der Kontraktilität im ischämischen Myokard durch Nitroglycerinpräparate im Tierversuch (63). Andere Untersucher prüfen die Effektivität der Streptokinasetherapie bei der Verkleinerung des Infarktbereiches bei Patienten mit akutem Myokardinfarkt (82).

2.4 Quantitative regionale Wandbewegungsanalyse in der Cineventrikulographie

2.4.1 Allgemeine Übersicht

Bei der Planung der vorliegenden Arbeit lagen zur Methodik einer quantitativen Wandbewegungsanalyse im 2D-Echo nur sehr wenige Literaturangaben vor. Deshalb mußte vorwiegend auf Auswertsysteme aus der Cineventrikulographie zurückgegriffen werden, die dann den speziellen Bedingungen der Echokardiographie angepaßt wurden.

Im folgenden soll ein Überblick über die Auswertmethodik in der Cineventrikulographie gegeben werden. Es existiert, im Gegensatz z. B. zur Volumenbestimmung, für die Analyse der segmentalen Wandbewegung keine verbindliche Technik (25, 84). Zwischen den Auswertverfahren der Untersucher bestehen zahlreiche Unterschiede, so daß sich der Überblick auf drei Hauptpunkte beschränken muß:

1. Referenzsystem
2. Koordinatensystem
3. Meßparameter der Wandbewegung

Für den Anwender sind die diskrepanten Ergebnisse in der Beurteilung der Überlegenheit einzelner Verfahren in der Literatur verwirrend (83). Zudem werden meist Auswertsysteme miteinander verglichen, die sich in mehreren Punkten gleichzeitig voneinander unterscheiden und somit Rückschlüsse auf einen Teil der Auswertmethode kaum erlauben. Die wenigen Punkte, über deren Anwendung weitgehend Einigkeit besteht, sind in den einzelnen Abschnitten des Überblicks erwähnt.

2.4.2 Spezielle Methodik

2.4.2.1 Referenzsysteme

Zum Vergleich bzw. zur Überlagerung der systolischen und der diastolischen Silhouette ist bei der Wandbewegungsanalyse die Verwendung eines geometrischen Referenzsystems nötig, mit dessen Hilfe korrespondierende Wandanteile einander zugeordnet und somit die Bewegung eines bestimmten Abschnitts des linken Ventrikels bestimmt werden soll. Hierzu werden zwei grundsätzlich verschiedene Ansätze herangezogen:

a) Intern floatendes Referenzsystem
b) extern fixes Referenzsystem

a) Intern floatendes Referenzsystem

Bei der Herzkontraktion entstehen durch das ein- und ausströmende Blut zusätzlich zur Endokardeinwärtsbewegung so-

genannte ballistographische Bewegungen (Kippbewegung, Rotationsbewegung und andere) (45).

Bei den intrakardial floatenden Systemen werden nun verschiedene im Herzen gelegene Markierungen verwandt, die sowohl in der diastolischen wie auch in der systolischen Silhouette auszumachen sind. Mit Hilfe dieser Markierungen werden nun die Silhouetten übereinandergelegt. Beim flexiblen Koordinatensystem (s. 2.4.2.2.) ist keine Übereinanderlagerung der Silhouetten erforderlich. Auch dort wird jedoch ein Referenzsystem benötigt, um korrespondierende Wandanteile ausfindig zu machen.

Ziel der intrakardial floatenden Referenzsysteme ist die Korrektur der oben beschriebenen ballistographischen Bewegungskomponenten der Herzaktion. Die wichtigsten Orientierungsstrukturen, die in der Literatur für die floatenden Referenzsysteme angegeben werden, sollen im folgenden kurz dargestellt werden.

1. Längsachsenmethoden

   Die am häufigsten herangezogene Struktur zur Durchführung eines floatenden Verfahrens ist die im Ventrikel konstruierte Längsachse. Längsachsenmethoden sind grundsätzlich nur dann anwendbar, wenn die Abbildungen durch die Darstellung der Herzspitze, die Festlegung einer Längsachse erlauben. So kann z. B. in der LAO-Projektion keine Längsachse angegeben werden.

   Die Längsachse wird von den Arbeitsgruppen unterschiedlich definiert, überwiegend als die Gerade durch den Mittaortenpunkt und die Herzspitze (40, 68, 83, u. a.), aber auch als die Gerade durch den Aortenmitralisübergang und die Herzspitze (2, 13, 68, 83, u. a.). Von wenigen Untersuchern wird die von der Herzspitze aus berechnete Flächenhalbierende des linken Ventrikels als Längsachse verwendet (56, 83).

Die in der systolischen und der diastolischen Silhouette in gleicher Weise festgelegten Längsachsen müssen beim floatenden Referenzsystem auf einem bestimmten Punkt übereinanderprojeziert werden. Dafür werden unterschiedliche Punkte vorgeschlagen:

- Der Mittelpunkt der Längsachse ist der am häufigsten verwandte Punkt (10, 34, 60, 83 u. a.)

- der Schnittpunkt der Längsachse mit der Aortenklappenebene (37, 49, 60, 73)

- der Schnittpunkt beider Längsachsen bei der direkten Abzeichnung vom Bildschirm (56, 83)

b) Extern fixes Referenzsystem

Die extern fixen Referenzsysteme streben eine möglichst "wirklichkeitsgetreue" Übereinanderlagerung der Silhouetten an (83). Sie erfolgt mit Hilfe extrakardialer Markierungen (Zwerchfell, Rippen, Wirbelkörper, Achsenkreuz im Strahlengang) (7, 45, 83). Durch die Übereinanderlagerung der Silhouetten mit Hilfe dieser Strukturen wird nur die Korrektur bzw. die Erkennung extrakardialer Mechanismen angestrebt, die die Herzlage während der Kontraktion verändern. Solche Störfaktoren sind vor allen Dingen die Atmung oder andere Bewegungen des Patienten während der Untersuchung. Auf einen Ausgleich der ballistographischen Bewegungskomponenten (s. o.) wird verzichtet.

In neueren Arbeiten wird häufig der Begriff des extern fixen Referenzsystems modifiziert gebraucht. Es wird nur noch von einem fixen Referenzsystem gesprochen. Hierbei wird die Ventrikulographie mit feststehender Kamera durchgeführt. Bei der Auswertung werden dann die Silhouetten in

der Position übereinanderprojeziert, in der sie am Bildschirm abgebildet werden. Das heißt, daß weder eine Verschiebung durch ein intra- noch durch ein extrakardiales Referenzsystem vorgenommen wird. Der beste Schutz gegen extrakardiale Bewegungsartefakte ist dabei eine ruhige Lage von Untersuchungstisch und Patient und ein momentanes Anhalten der Atmung (87).

Intern floatendes und extern fixes Referenzsystem können auch kombiniert werden. Leigthon (56) zeichnet die Silhouetten zunächst vom Bildschirm direkt ab, korrigiert mit extrakardialen Markierungen und führt dann eine Kippkorrektur wie bei einem intrakardial floatenden Referenzsystem durch.

2.4.2.2 Koordinatensysteme

Zur Messung der Wandbewegung ist die Aufteilung der Ventrikelsilhouette durch ein geometrisches Koordinatensystem erforderlich. Zwei verschiedene Ansätze werden verwandt:

a) Rektanguläres Koordinatensystem
b) Polarkoordinatensystem (Radialachsensystem)

Bei den beiden genannten Koordinatensystemen kann jeweils zwischen einem starren und einem flexiblen Koordinatensystem unterschieden werden.

a) Rektanguläres Koordinatensystem
Beim rektangulären Koordinatensystem werden auf einer Längsachse in bestimmten Abständen senkrechte Halbachsen errichtet. Auf zwei verschiedene Arten kann im rektangulären System ausgewertet werten:

- Starres rektanguläres Koordinatensystem (40, 56, 83 u. a.)
  Nach der Übereinanderlagerung der Silhouetten wird ein Koordinatensystem in der diastolischen Darstellung errichtet. Anschließend wird darin die Veränderung der Meßparameter (s. u.) registriert.

- Flexibles rektanguläres Koordinatensystem
  Bei dieser Auswertform wird in jeder einzelnen Silhouette ein rektanguläres Koordinatensystem in gleicher Weise errichtet. Es wird die Veränderung korrespondierender Bereiche gemessen. Bei einem flexiblen Koordinatensystem ist also keine eigentliche Übereinanderlagerung der Silhouetten erforderlich. Im Resultat wird aber wie in einem intrakardial floatenden Referenzsystem eine Korrektur der ballistographischen Bewegungskomponenten angestrebt (8, 25, 101).

b) Polarkoordinatensystem (Radialachsensystem)
In neuerer Zeit werden zunehmend Polarkoordinatensysteme verwendet. Dabei werden von einem angenommenen Kontraktionszentrum aus und in einem bestimmten Winkelabstand zueinander Achsen zur Ventrikelwand hin konstruiert. Die verschiedenen Polarkoordinatensysteme unterscheiden sich in der Wahl ihres Nullpunktes (angenommenes Kontraktionszentrum):

- Der Mittelpunkt der diastolischen Längsachse wird hierzu am häufigsten herangezogen (25, 37, 40, 42 u. a.).

- Vas (90) verwendet den Flächenschwerpunkt der diastolischen Silhouette.

- Einige Autoren (45, 56, 83) benutzen den Flächenschwerpunkt der systolischen Silhouette.

- Ingels (45) ermittelte in einer Untersuchung beim Vergleich von 1400 verschiedenen Kontraktionszentren den 69 %-Punkt (ein Punkt auf der Strecke Herzbasis - Herzspitze bei 69 % der Entfernung von der Herzbasis aus) als den am besten geeigneten Nullpunkt. Der Mittelpunkt der Längsachse (50 %-Punkt, s. o.) ergab aber nur geringfügig schlechtere Ergebnisse.

Auch beim Polarkoordinatensystem kann zwischen einem starren und einem flexiblen Koordinatensystem unterschieden werden. Das Vorgehen entspricht analog dem beim rektangulären Koordinatensystem beschriebenen Verfahren (s. o.).

2.4.2.3 Parameter zur Messung der Wandbewegung

Bei der Wahl des geeigneten Parameters zur Messung der Wandbewegung bestehen in zwei Punkten Unterschiede zwischen den Autoren:

a) In der Art des geometrischen Parameters
b) In der Anzahl der Abschnitte, in die die Ventrikelwand unterteilt wird

zu a)

- Achsenmethode (20, 23, 40, 45, 83)
  Von früheren Autoren wurde meist die relative oder seltener die absolute Verkürzung von Halbachsen bzw. Radianten gemessen. Bei den rektangulären Systemen wird häufig neben der Verkürzung der Halbachsen auch die Verkürzung der Längsachse registriert (40).

- Flächenmethode (8, 25, 42, 83 u. a.)
  In neueren Arbeiten wird zunehmend mit Rechnerunterstützung die Veränderung der zwischen den Achsen liegenden Flächen gemessen.

- Perimetermethode (84)
  Dabei werden die übereinanderprojezierten Umrisse der Silhouetten miteinander verglichen. Akinetische oder dyskinetische Wandanteile werden daran erkannt, daß die endsystolische Kontur sich mit der diastolischen deckt oder diese sogar überschneidet (84). Mit der Perimetermethode ist nur eine grobe Schätzung des Ausmaßes einer Wandbewegungsstörung möglich. Die Perimetermethode wird in der Ventrikulographie selten verwendet.

zu b)
Von der Mehrzahl der Autoren wird die Ventrikelwand in drei bis neun Abschnitte unterteilt (8, 25, 40, 83 u. a.). Mit Rechneraufwand werden jedoch in letzter Zeit von den Arbeitsgruppen eine Aufteilung in wesentlich mehr Abschnitte bevorzugt (20, 45, 46, 83). So konstruierte z. B. Rickards (56) bei der Aufteilung des linken Ventrikels neunzig Radialachsen.

3 Methodik

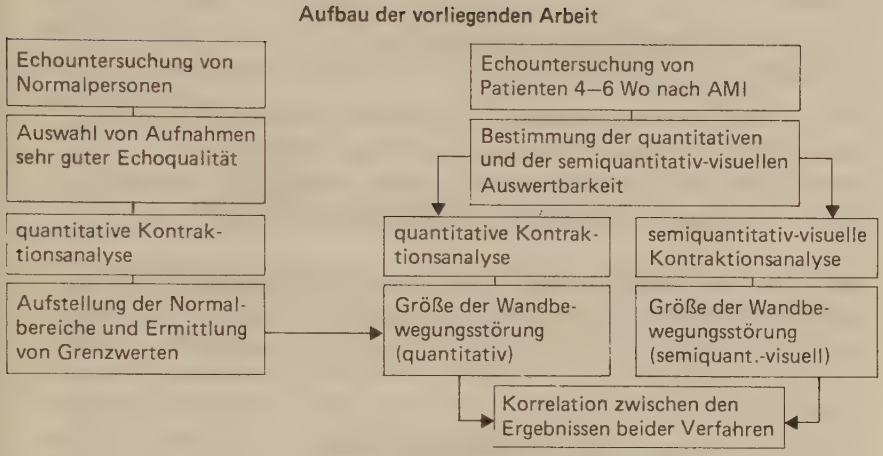


Abb. 5 Aufbau der vorliegenden Arbeit

3.1 Gewinnung der Normalbereiche

3.1.1 Abgeleitete Schnittebenen

Erster Schritt bei der Aufstellung von Normalbereichen der quantitativen segmentalen Wandbewegung war die Gewinnung von 20 qualitativ sehr guten 2D-Echoaufnahmen der linksventrikulären Kontraktion in drei Standardschnitten (s. Allgemeiner Teil 2.1.6):

a) Parasternale kurze Achse (KA)
Als Höhe des Querschnitts in der kurzen Achse wurde der Bereich der Chordae tendineae gewählt. Ein Querschnitt also, der zwischen der Mitralklappenebene und dem Bereich der Papillarmuskel liegt.

b) Apikaler Vierkammerblick (4KB)

c) Apikaler Zweikammerblick oder RAO-Äquivalent (2KB)

3.1.2 Auswahl der Normalpersonen

Es wurden Normalpersonen 2D-echokardiographisch untersucht, die folgende Kriterien erfüllen mußten:
Keine aktuelle oder zurückliegende kardiale Erkrankung, keine arterielle Hypertonie, Nichtraucher.

Von den 20 Echoaufnahmen in jeder Schnittebene sollten zehn aus einer jüngeren Gruppe (21 - 35 Jahre) und zehn aus einer älteren Gruppe (38 - 58 Jahre) stammen.

3.1.3 Auswahl der Echoaufnahmen nach Abbildungsqualität

Für die Beurteilung der Abbildungsqualität der Echoaufnahmen wurde folgende Einteilung festgelegt (nach SOLD (87)):

Gruppe 1: Im Standbild ist das linksventrikuläre Endokard in seinem vollen Umfang zu verfolgen.

Gruppe 2: Im Standbild weist das linksventrikuläre Endokard kleine Lücken auf, die aber durch Vor- und Rücklauf des Videobands leicht zu ergänzen sind.

Gruppe 3: Im Standbild weist das linksventrikuläre Endokard größere Lücken und "Drop Outs" (s. 5.1) auf. Die Ergänzung ist durch Vor- und Rücklauf des Videobandes nur erschwert möglich.

Gruppe 4: Das Endokard ist im Standbild nicht adäquat abgrenzbar.

Die 20 Aufnahmen, die in jeder Schnittebene ausgewählt wurden, mußten der Gruppe 1 oder 2 angehören. Weitere Voraussetzung für die Auswahl der Echoaufnahmen war eine anatomisch exakte Darstellung gemäß der oben definierten Schnittebenen und das Fehlen deutlich sichtbarer Bewegungsartefakte, z. B. durch die Schwenkung des Transducers während der Untersuchung oder durch Atmung und Bewegung des Patienten.

3.1.4 Durchführung der Echountersuchung

Die echokardiographische Untersuchung erfolgte mit einem handelsüblichen elektronischen Sektorechokardiographen mit einem Bildwinkel von 80° (RT 400, Firma Kontron). Von jeder Normalperson wurden mit einem 2,5 MHz-Schallkopf Aufnahmen in den drei oben (s. 3.1.1) definierten Schnittebenen abgeleitet und auf Videoband gespeichert. Die Untersuchung erfolgte bei Atemstillstand. Es wurde versucht, den linken Ventrikel in einem möglichst großen Bildmaßstab darzustellen (mit einer Eindringtiefe von 13 cm). Parallel zur Echountersuchung wurde ein EKG mit Extremitätenableitungen aufgezeichnet, um die einzelnen Phasen der Herzaktion exakt bestimmen zu können.

3.1.5 Technik der digitalen Auswertung

Bei den ausgewählten 3 x 20 Echoaufnahmen (s. 3.1.3) wurde eine quantitative Kontraktionsanalyse durchgeführt. Die Auswertung erfolgte mit Hilfe eines Bildanalysesystems (Cardio 80, Firma Kontron). Hierbei wurden ein enddiastolischer Schnitt, bei der Spitze der R-Zacke im mitregistrierten EKG, und ein endsystolischer Schnitt, bei der kleinsten dargestellten Fläche des linken Ventrikels, mit Hilfe eines Videorecorders mit Einzelbildvor- und -rücklauf (U-Matic, VO-5850 P, Firma Sony) ausgewählt und auf

den Videoschirm des Systems projeziert. Mit Hilfe eines Digitalisierungstabletts wurden die Endokardgrenzen mit einem elektronischen Griffel (Curser) umfahren. Kleinere Echolücken mußten dabei gelegentlich durch Vor- und Rücklauf des gespeicherten Videofilmes ergänzt werden. Eventuell dargestellte Papillarmuskeln wurden abgetrennt. Die ermittelten Umrisse wurden im Rechner bzw. auf einer Diskette gespeichert.

3.1.6 Methoden zur quantitativen Wandbewegungsanalyse (siehe Abbildung 6 - 8)

3.1.6.1 Referenzsystem

Die Kontraktion wurde zunächst nach der fixen Methode (Fix) ausgewertet. Hierbei werden der enddiastolische Schnitt und der endsystolische Schnitt unter der Annahme eines feststehenden Schallkopfes unmittelbar in der Position übereinandergelegt, in der sie auch am Bildschirm abgebildet werden. Eine Verschiebung nach extra- oder intrakardialen Markierungen wird nicht vorgenommen.

Die andere Auswertung erfolgte mit einem intrakardial floatenden System (Float). Dabei werden im enddiastolischen und endsystolischen Schnitt Strukturen definiert, über denen die Schnitte bei der Auswertung der Wandbewegung übereinandergelegt werden.

In der KA wurden die Schnitte über der Geraden durch den Flächenschwerpunkt und den Ansatz des hinteren Papillarmuskels auf dem Flächenschwerpunkt übereinanderprojeziert (s. Abb. 6 b).

IM 2KB erfolgte die Superposition über der Längsachse durch den linken Ventrikel auf deren Mittelpunkt. Die

Längsachse wurde vom Übergang Aorta/Mitralklappe zur Ventrikelspitze hin definiert (s. Abb. 7 b).

Im 4KB wurden die Schnitte ebenfalls über der Längsachse auf deren Mittelpunkt übereinandergelegt. Die Längsachse wurde hierbei vom Mittelpunkt der Mitralklappenebene zur Ventrikelspitze hin festgelegt (s. Abb. 8 b).

3.1.6.2 Koordinatensystem

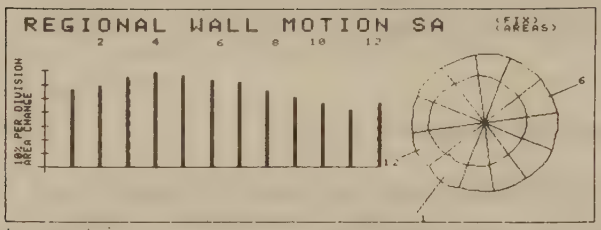
Es wurde ein polares Koordinatensystem verwendet. Als sein Ursprung wurde für die Auswertung in der kurzen Achse der Flächenschwerpunkt des diastolischen Schnittbildes definiert. In den apikalen Darstellungen wurde als Kontraktionszentrum der Mittelpunkt der Längsachse im diastolischen Schnitt angenommen. Von diesem Ursprungspunkt aus wurden jeweils Polarachsen in solcher Weise konstruiert, daß der Ventrikelschnitt, unter Ausschluß des Mitralklappenbereichs im 4KB bzw. des Aortenklappenbereichs im 2KB, in zwölf Flächen von gleichem Winkel unterteilt wurde.

3.1.6.3 Parameter zur Messung der Wandbewegung

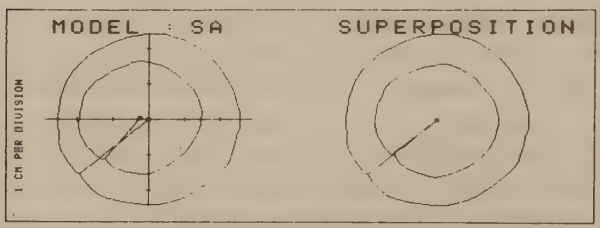
Zur Messung der regionalen Wandbewegung wurde die prozentuale Änderung der zwölf konstruierten Flächen während der Kontraktion (% dF) gemessen:

$$\% \, dF = \frac{\text{diast. Fläche - syst. Fläche}}{\text{diast. Fläche}} \times 100$$

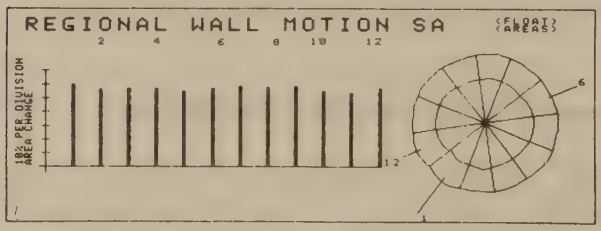
Dabei wurden drei Herzaktionen ausgewertet und aus den Ergebnissen jeweils der Mittelwert gebildet.



a)



b)



c)

Abb. 6a-c Linksventrikuläre Wandbewegungsanalyse bei einer Normalperson in der KA (Originalausdruck). Die prozentuale Flächenänderung (%dF) der Segmente 1 - 12 ist dabei als Histogramm dargestellt.
6a zeigt die Wandbewegung im Fix, also ohne Verlagerung der 2D-Echoschnitte.
6b demonstriert die Übereinanderlagerung über dem Flächenschwerpunkt und
6c das Endergebnis im Float.

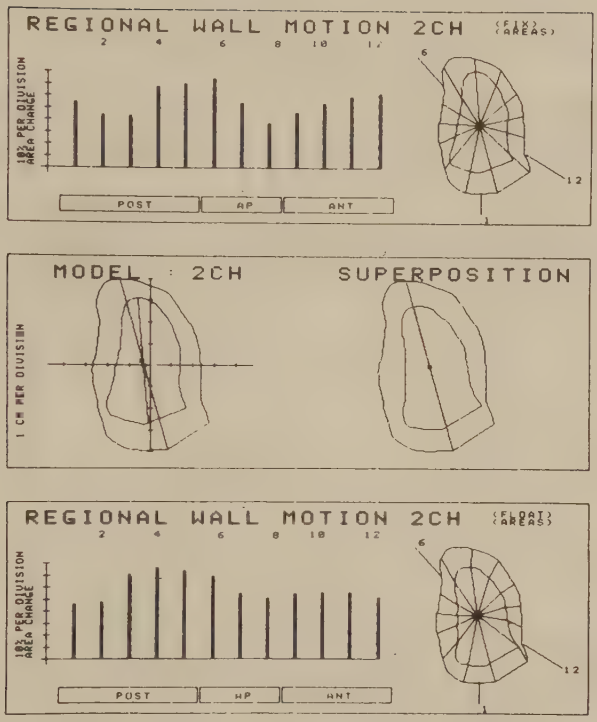


Abb. 7a-c Linksventrikuläre Kontraktionsanalyse bei einer Normalperson im apikalen 2KB (Originalregistrierung).

7a zeigt das Ergebnis im Fix. In

7b werden die Schnitte über der Längsachse (festgelegt durch den Aortenmitralisübergang und die Herzspitze) auf deren Mittelpunkt übereinandergelegt.

7c zeigt dann die Wandbewegungsanalyse im Float.

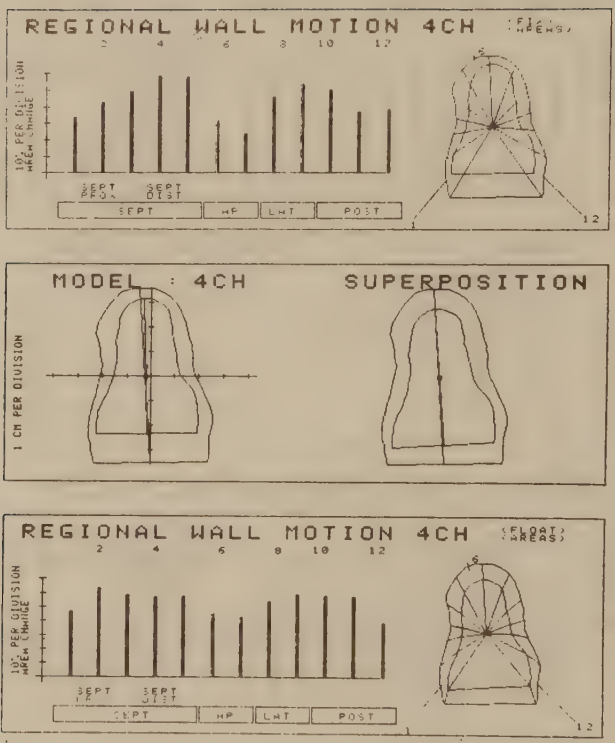


Abb. 8a-c Linksventrikuläre Kontraktionsanalyse im apikalen 4 KB (Originalregistrierung)

8a zeigt die Wandbewegungsanalyse im Fix.

8b Nach der Superposition über der Längsachse (festgelegt durch die Mitralklappenmitte und die Herzspitze) auf deren Mittelpunkt erfolgt in

8c die Kontraktionsanalyse im Float.

3.1.7 Aufstellung der Normalbereiche

Zur Schätzung eines Normbereichs oder Normalbereichs sind zwei grundsätzlich verschiedene Vorgehensweisen möglich:

a) Punktschätzung der Normbereichsgrenzen
Dabei ist die Wahrscheinlichkeit, die Grenzen zu eng bzw. zu weit geschätzt zu haben, etwa gleich groß.

b) Toleranzbereichsschätzung
Ein Bereich, der den wahren 95 %-Normbereich mit einer vorgegebenen Wahrscheinlichkeit (z. B. 90 %) enthält.

Welche von beiden Schätzmethoden geeigneter ist, hängt vom Verwendungszweck der Normbereichsschätzung ab.

Sowohl für die Punktschätzung wie für die Konfidenzbereichsschätzung zur Ermittlung von Normbereichen sind grundsätzlich Methoden empfehlenswert, die auf keinerlei Voraussetzung für die zugrundeliegende Verteilung beruhen. Solche Methoden erfordern jedoch einen Stichprobenumfang von ca. 100, wenn ein 90 %-Normbereich mit 80 % bis 90 % Sicherheit überdeckt werden soll. Bei einem Stichprobenumfang von 20 - wie in der vorliegenden Arbeit - kann daher nur bei Verwendung einer Verteilungsannahme (z. B. Normalverteilung) eine Normbereichsschätzung vorgenommen werden. Eine solche Verteilungsannahme ist schwer zu überprüfen. Ein Anpassungstest auf Normalverteilung ist bei $n = 20$ nicht trennscharf genug, um alle gravierenden Abweichungen aufzuzeigen. Aus diesem Grund wurde folgendes Vorgehen gewählt:

Für jeweils $n = 20$ Normalwerte wurden unter Normalverteilungsannahme sowohl eine Punktschätzung der Normbereichsgrenzen mit der Methode

Mittelwert +/- zweifache Standardabweichung (M +/- 2SD)

als auch eine Toleranzbereichsschätzung nach der Methode von Wald und Wolfowitz (93), die mit 90 % Wahrscheinlichkeit den 95 %-Normbereich enthält, vorgenommen. Diese beiden Formen der Grenzbereichsfestlegung wurden parallel durchgeführt, um den Vergleich mit den Werten anderer Autoren zu erleichtern. Um grobe Fehler aufgrund der Verteilungsannahme auszuschließen, wurden für jedes Segment die Übereinstimmung von Median- und Mittelwert (zur Überprüfung der Symmetrie) und die Residuen (zur Entdeckung von Ausreißern) betrachtet. Bei Abweichungen wurden Markierungen in den Ergebnislisten angebracht.

Das Ausmaß der Streuung der Einzelwerte um den Mittelwert (M) wurde durch den Variationskoeffizienten (V), der sich aus dem Verhältnis von Standardabweichung und Mittelwert ermitteln läßt,

$$(V = SD : M)$$

ausgedrückt.

Die Berechnungen zur Abschätzung von Normbereichen und Variationskoeffizienten wurden mit der Unterstützung eines Mitarbeiters des Institutes für Medizinische Statistik am Großrechner des Klinikums Steglitz der Freien Universität Berlin durchgeführt.

3.1.8 Ermittlung der Ejektionsfraktion im 2KB und 4KB

Im 2KB und 4KB wurde die Ejektionsfraktion (EF) bestimmt. Dabei wurde zunächst aus den Umrissen des enddiastolischen und des endsystolischen Ventrikelinnenraums nach der Flächen-Längenmethode von Dodge (11) durch einen Rechner das enddiastolische (EDV) bzw. das endsystolische Volumen (ESV) des linken Ventrikels bestimmt. Daraus wurde dann nach der üblichen Gleichung die Ejektionsfraktion errechnet:

$$EF\ (\%) = \frac{(EDV - ESV)}{EDV} \times 100$$

Wiederum wurde aus drei ausgewerteten Herzaktionen der Mittelwert gebildet.

3.2 Wandbewegungsanalyse bei Patienten nach Myokardinfarkt

Nächster Schritt der Untersuchung war die Durchführung einer Wandbewegungsanalyse bei Patienten nach abgelaufenem Myokardinfarkt.

3.2.1 Auswahl der Patienten

Es sollten Echoaufnahmen von 100 Patienten gewonnen werden, die sich im Rahmen eines Rehabilitationsprogramms etwa vier bis sechs Wochen nach einem Myokardinfarkt in der BfA-Klinik am Wannsee aufhielten. Um eine Selektion auszuschließen, wurden innerhalb eines bestimmten Zeitraums konsekutive Patienten untersucht.

3.2.2 Durchführung der Echountersuchung

Bei der Ableitung der 100 Patienten wurde die gleiche echokardiographische Untersuchungstechnik wie bei der Ableitung der Normalpersonen angewandt. Es wurde dasselbe Echogerät benutzt und es wurden in gleicher Weise die drei definierten Schnittebenen abgeleitet. Für die Echountersuchung von drei Patienten standen etwa zwei Stunden zur Verfügung, so daß eine sorgfältige Durchführung möglich war.

3.2.3 Beurteilung der quantitativen Auswertbarkeit

Bei den an den Patienten gewonnenen Aufnahmen sollte nun eine quantitative Analyse der segmentalen Wandbewegung durchgeführt werden. Dazu mußte der Auswerter bei jeder Aufnahme zunächst entscheiden, ob die Qualität der Darstellung für eine solche Auswertung ausreichend erschien. Dabei wurden neben Aufnahmen, die zu den Gruppen 1 und 2 (s. 2.1.3) gehörten, auch Darstellungen der Gruppe 3 als quantitativ auswertbar angesehen, wenn eine Ergänzung größerer Echolücken durch Vor- und Rücklauf kurzer Abschnitte des Videobandes möglich war. Voraussetzung war jedoch immer ein anatomisch exaktes Schnittbild und das Fehlen von Bewegungsartefakten.

3.2.4 Durchführung der quantitativen Wandbewegungsanalyse

Bei den ausgewählten Echoaufnahmen wurde nun eine quantitative Analyse der regionalen Wandbewegung durchgeführt. Dabei wurden die bei der Untersuchung der Normalpersonen definierten Auswertverfahren eingesetzt (s. 3.1.6).

3.2.5 Dyssynergieindex für die quantitative Auswertung

Um nach der quantitativen regionalen Wandbewegungsanalyse einen Ausdruck für die Gesamtgröße der in einer Schnittebene vorliegenden Kontraktionsstörung zu erhalten, wurde ein sogenannter Dyssynergieindex gebildet. Hierzu wurden die bei der Aufstellung der Normalbereiche ermittelten unteren Grenzwerte der Normalkontraktion aus der Punktschätzmethode (M-2SD) herangezogen. Diese Form der Normbereichsgrenze wird auch überwiegend in den Untersuchungen anderer Autoren zur Festlegung der Grenze der Normalkontraktion verwendet. Es wurde nun in allen Wandsegmenten,

in denen die prozentuale Flächenänderung unter diesem Grenzwert lag, somit also pathologisch erniedrigt war, der Betrag des Abstandes zum unteren Grenzwert errechnet. Die Summe aller dieser Abstände in einer Schnittebene wurden als der Dyssynergieindex der quantitativen Wandbewegungsanalyse (DYSquant) definiert. Dieser DYSquant wurde für alle quantitativ ausgewerteten Schnittebenen gebildet (s. Abb.9).

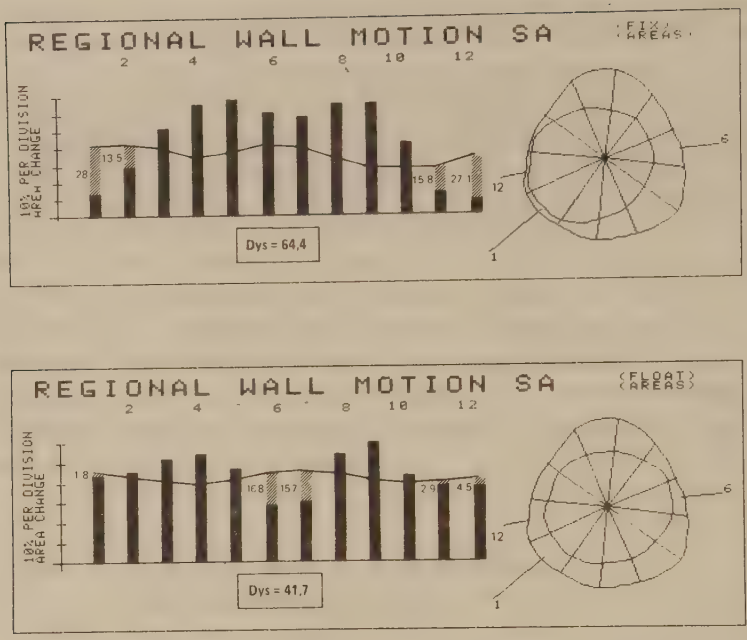


Abb. 9
Analyse der regionalen LV-Funktion in der KA bei einem Patienten mit einem klinisch und im EKG nachgewiesenen Hinterwandinfarkt. Neben dem Histogramm der Ventrikelbewegung sind die unteren Grenzwerte (M-2SD) der regionalen %dF als durchgezogene Linie eingezeichnet. Im Fix (oben) zeigt sich eine gegenüber der Norm eingeschränkte Kontraktion in den Segmenten 1, 2, 11 und 12, also im inferoseptalen Bereich. Der Dyssynergieindex (DYSquant) errechnet sich, indem die eingezeichneten Abweichungen vom unteren Grenzwert der %dF dieser Wandbereiche (angegeben als schraffierter Säulenabschnitt und als Betrag) addiert werden. Seine Größe beschreibt das Ausmaß der vorliegenden Kontraktionsstörung: In diesem Beispiel beträgt DYSquant 64,4. - Bei der unabhängig davon am laufenden Bild durchgeführten visuellen Beurteilung wurde eine Hypokinesie im inferioren Bereich beschrieben. - Die Überanderlagerung der Schnitte im Float führt zur Wiedergabe eines veränderten Kontraktionsmusters. Die Segmente 1, 2, 11 und 12 zeigen jetzt keine Kontraktionsstörung mehr, während die im Fix gut kontrahierenden Segmente 6 und 7, als der laterale Vorderwandbereich, eher hypokinetisch erscheinen. Der Dyssynergieindex im Float bezieht sich also in diesem Beispiel auf Regionen des Herzens, die durch das Infarktgeschehen überhaupt nicht betroffen sind (s. Diskussion 5.4.1).

3.2.6 Semiquantitativ-visuelle Auswertung

Nächster Schritt der Untersuchung war die Durchführung einer semiquantitativ-visuellen Auswertung der segmentalen Kontraktion bei den Aufnahmen der 100 abgeleiteten Patienten.

Die semiquantitativ-visuelle Auswertung wurde von zwei Untersuchern ohne Kenntnis der Ergebnisse der quantitativen Wandbewegungsanalyse durchgeführt. Dazu wurden die auf Videoband aufgezeichneten Echoaufnahmen mit normaler Bandgeschwindigkeit abgespielt. Das Ausmaß der Kontraktion der verschiedenen Anteile des linken Ventrikels kann dabei durch die Beobachtung der Endokardbewegung in mehreren Kontraktionszyklen beurteilt werden.

Zur Beurteilung der segmentalen Funktion wurde der linke Ventrikel bei den Schnitten in der kurzen Achse in fünf bzw. im Zwei- und Vierkammerblick in sechs etwa gleichgroße Wandabschnitte unterteilt (s. Abb. 3). Für jeden dieser Abschnitte wurde zunächst entschieden, ob die Beurteilung der Endokardbewegung aufgrund der Abbildungsqualität möglich war. Wenn die Darstellungsqualität ausreichend erschien, wurde eine Quantifizierung folgendermaßen vorgenommen:

0 = Normale Wandbewegung
1 = Hypokinetische Wandbewegung
2 = Akinesie der Ventrikelwand
3 = Dyskinetische Wandbewegung

3.2.7 Dyssynergieindex der semiquantitativ-visuellen Auswertung

Durch die Addition der fünf bzw. sechs Zahlenwerte wurde in jedem quantitativ auswertbaren Schnittbild der Dyssynergieindex für die semiquantitativ-visuelle Auswertung (DYSqual) errechnet. Nicht adäquat abgebildete Wandabschnitte, die nicht visuell beurteilt worden waren, gingen aus statistischen Gründen als normalbeweglich ein. Da jedoch die als quantitativ auswertbar befundeten Schnittbilder in aller Regel auch vollständig semiquantitativ-visuell auswertbar waren, mußte dies nur in zwei Segmenten durchgeführt werden.

3.2.8 Vergleich der Ergebnisse beider Verfahren

Der statistische Vergleich beider Formen des Dyssynergieindexes wurde mit Hilfe eines Statistikprogramms (Cardio 80 Statistics, Firma Kontron) durchgeführt. Um Grad und Ausmaß des Zusammenhangs beider Größen abzuschätzen, wurden für jede Schnittebene die Wertepaare zunächst in ein Koordinatensystem eingetragen. Anschließend wurde der Korrelationskoeffizient nach Bravais und Pearson bestimmt, der als Maß für den stochastischen Zusammenhang zweier Variablen aufgefaßt werden kann.

Die Korrelation wurde jeweils in der üblichen Weise nach R. A. Fischer anhand der t-Verteilung (Student-Verteilung) getestet (Nullhypothese: $r = 0$). Die resultierenden P-Werte sind in den Graphiken und bei den Ergebnissen jeweils angegeben.

4 Ergebnisse

4.1 Normalbereiche

4.1.1 Untersuchung der Normalpersonen

Bei der Gruppe der Jüngeren mußten bis zur Gewinnung von zehn qualitativ sehr guten 2D-Echoschnitten in jeder der drei Schittebenen insgesamt 20 Normalpersonen untersucht werden. Bei sieben Personen war wegen mangelnder Echoqualität keine Schnittebene für die Auswertung verwendbar. Auch bei den übrigen waren selten alle drei Schnittebenen gleichzeitig auswertbar, so daß die 3 x 10 Schnittbilder aus 13 Personen (1 f, 12 m, Durchschnittsalter = 25,8 Jahre) zusammengestellt werden mußten. Besonderes Problem bei dieser Altersgruppe war die Ableitung der apikalen Darstellungen des linken Ventrikels. Hier war oft die anatomisch exakte Abbildung von Herzspitze und lateraler Wand nicht möglich.

In der älteren Gruppe mußten 31 Normalpersonen untersucht werden. Bei zwölf war die Endokardbegrenzung in allen drei Schnittebenen so schlecht, daß keine Ebene ausgewertet werden konnte. Die 3 x 10 Schnitte wurden also aus 18 Personen (4 f, 12 m, Durchschnittsalter = 48,1 Jahre) zusammengestellt. Bei dieser Altersgruppe lag die Schwierigkeit vor allen Dingen bei den Schnitten in der KA, die oft nur qualitativ unzureichend oder vom 5. ICR aus anatomisch falsch darzustellen waren.

4.1.2 Überprüfung der Verteilungsannahme

Für alle Schnitte ergaben sich Werte, die etwa die Forderungen an eine Normalverteilung erfüllten und somit die

Aufstellung von Normalbereichen erlaubten. Nur für die beiden basalen Segmente 1 und 2 im 4KB ergaben sich im Fix und im Float Einzelwerte, die so deutlich außerhalb des 2SD-Bereiches lagen, daß hier die Annahme einer Normalverteilung nur eingeschränkt gelten kann.

4.1.3 Beschreibung der Normalbereiche

In den Abbildungen 10 bis 13 sind die ermittelten Normalbereiche graphisch dargestellt. Die unterbrochene Linie verbindet die Mittelwerte der %dF in den einzelnen Segmenten, die Schraffur zeigt den Bereich der dazugehörigen zweifachen Standardabweichung. Die Tabelle (Tab. 1) faßt die Daten zusammen und enthält zusätzlich den unteren Grenzwert der Normalkontraktion, berechnet sowohl nach der Punktschätzmethode als auch nach der Methode der Konfidenzbereichsschätzung. Daneben wird der Variationskoeffizient angegeben, dessen Größe die Streuung der Einzelwerte um den Mittelwert beschreibt.

Für die KA (Abb. 10) ergaben sich die durchschnittlich niedrigsten Variationskoeffizienten (V(Fix) = 0,18; V(Float) = 0,11) aller drei Schnittebenen. Die graphische Darstellung zeigt, daß im Fix die Hinterwand sich stärker kontrahiert als die Vorderwand- und Septumbereiche. Die Superposition führt zum Verschwinden dieser regionalen Unterschiede. Es resultiert eine nahezu homogene Kontraktion aller Wandsegmente.

Bei den zwei für die Beurteilung von Patienten mit koronarer Herzerkrankung besonders wichtigen apikalen Schnitten (Abb. 11, 12) ließen sich Normalbereiche mit höheren durchschnittlichen Variatonskoeffizienten aufstellen (2KB : V(Fix) = 0,20, V(FLoat)= 0,20; 4 KB : V(Fix) = 0,26, V(Float) = 0,19). Die Normalbereiche im 2KB zeigen eine auffallende strukturelle Ähnlichkeit mit nach vergleichbarer Methodik für die Cineventrikulographie ermittelten

Normalbereiche (50, 83). In beiden apikalen Schnitten liegen im Fix die unteren Grenzwerte im Bereich der Herzspitze deutlich niedriger als in den übrigen Wandabschnitten. Durch Float werden die Schnitte auf dem Mittelpunkt der Längsachse übereinandergelegt. Das führt bei vielen Ventrikeln zu einer verstärkten Wiedergabe der Kontraktion der Apexregion und erhöht die unteren Grenzwerte in diesem Bereich. Ähnlich wie in der KA (s. o.) wird also auch bei den apikalen Schnitten durch Float die Ventrikelkontraktion homogener dargestellt.

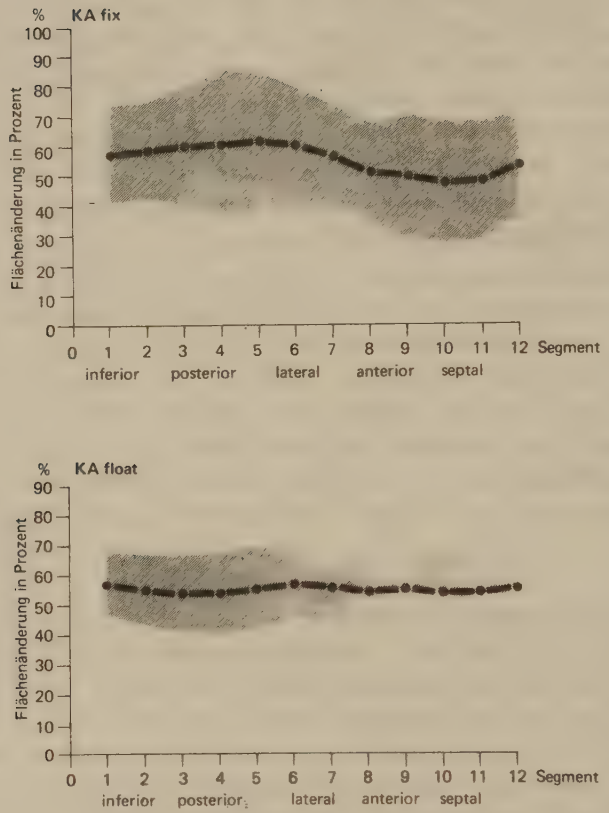


Abb. 10 Graphische Darstellung der Normalbereiche der regionalen %dF in der KA. Angegeben die durchschnittliche %dF mit der zweifachen Standardabweichung (Schraffur), die als Grenze der normalen Kontraktion angenommen wurde. Im Fix besteht eine stärkere Kontraktion in den Hinterwandbereichen im Vergleich mit den Septum- und Vorderwandabschnitten. Float führt dann zu einer gleichförmigen Kontraktion ohne größer regionale Unterschiede.

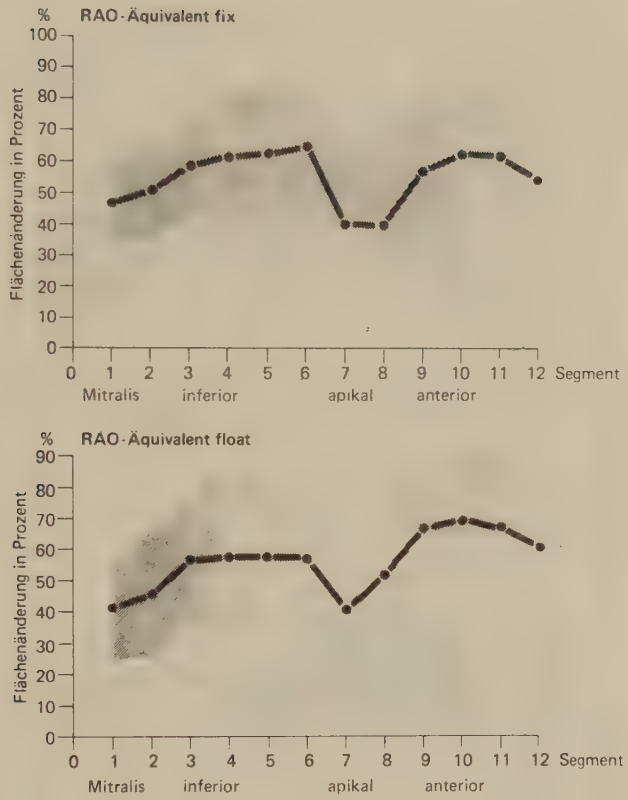


Abb. 11 Darstellung der Normalbereiche der regionalen %dF im apikalen 2KB. Beachte im Fix die niedrigen durchschnittlichen Kontraktionswerte im apikalen Bereich, die - in Verbindung mit der hohen Standardabweichung - dort praktisch nur die Erkennung von Akinesien ermöglichen. Im Float werden die Grenzwerte für die Apexregion deutlich angehoben. Auffallend die formale Ähnlichkeit beider Normalbereiche mit nach vergleichbarer Methodik im RAO für die Cineventrikulographie ermittelten Normbereichen.

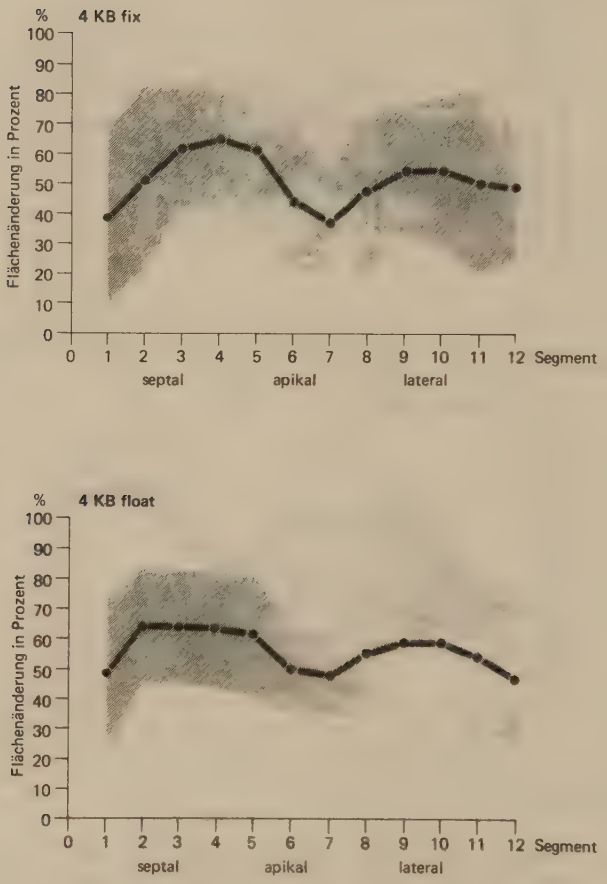


Abb. 12 Darstellung der Normalbereiche der regionalen %dF im apikalen 4 KB. Im Fix ergaben sich die höchsten Standardabweichungen aller drei Schnittebenen. Wie im 2 KB beachte die niedrige %dF im apikalen Bereich. Die Beurteilbarkeit der beiden basalen Septumsegmente (Flächensegmente 1 + 2) ist wegen der dort oft wandbildenden Aortenanteile stark eingeschränkt. Float führt zu einer deutlichen Verkleinerung der Standardabweichungen der durchschnittlichen regionalen %dF. Die Kontraktion erscheint insgesamt homogener.

NORMALBEREICHE DER PROZENTUALEN FLÄCHENÄNDERUNG

			fixes Referenzsystem				floatendes Referenzsystem			
				unterer Grenzwert				unterer Grenzwert		
		Segment	Mittelwert ± 1 SD	Tol. B.	M - 2 SD	V (SD/M)	Mittelwert ± 1 SD	Tol. B.	M - 2 SD	V (SD/M)
Kurze Achse	post. infer.	1	57,4 ± 8,2	39,2	41,0	0,14	56,8 ± 5,5	44,6	45,8	0,10
		2	58,7 ± 8,1	40,7	42,5	0,14	55,0 ± 5,9	41,9	43,2	0,11
		3	60,2 ± 10,1	37,8	40,0	0,17	54,0 ± 6,4	39,8	41,2	0,12
		4	60,3 ± 12,7	32,1	34,9	0,21	53,8 ± 7,0	38,3	39,8	0,13
		5	61,3 ± 11,8	35,1	37,7	0,19	55,7 ± 7,1	40,0	41,5	0,13
		6	60,3 ± 9,8	38,6	40,7	0,16	56,8 ± 6,0	43,5	44,8	0,11
		7	56,7 ± 8,4	38,1	39,9	0,15	55,9 ± 5,1	44,6	45,7	0,09
		8	50,9 ± 8,3	32,5	34,3	0,16	54,6 ± 5,3	42,9	44,0	0,10
		9	49,4 ± 10,5	26,1	28,4	0,21	55,3 ± 7,0	39,8	41,3	0,13
		10	47,6 ± 10,3	24,8	27,0	0,22	54,4 ± 7,2	38,4	40,0	0,13
		11	47,8 ± 10,0	25,6	27,8	0,21	54,3 ± 6,7	39,4	40,9	0,12
		12	53,1 ± 9,0	33,1	35,1	0,17	55,9 ± 5,7	43,3	44,5	0,10
2 - Kammerblick	Mitral	1	46,5 ± 6,7	31,6	33,1	0,14	40,8 ± 8,1	22,8	24,6	0,20
	inferior	2	50,3 ± 7,9	32,8	34,5	0,16	45,5 ± 10,5	22,2	24,5	0,23
		3	58,6 ± 8,1	40,6	42,4	0,14	56,5 ± 10,9	32,3	34,7	0,19
		4	61,6 ± 10,0	39,4	41,6	0,16	57,4 ± 12,7	29,2	32,0	0,22
		5	62,5 ± 11,5	37,0	39,5	0,18	57,4 ± 14,0	26,4	29,4	0,24
	apikal	6	64,9 ± 10,7	41,2	43,5	0,16	56,9 ± 9,5	35,8	37,9	0,17
		7	39,8 ± 11,6	14,1	16,6	0,29	40,5 ± 6,8	25,4	26,9	0,17
		8	39,7 ± 11,5	14,2	16,7	0,29	51,3 ± 10,7	27,6	29,9	0,21
		9	56,8 ± 15,3	22,8	26,2	0,27	66,3 ± 13,1	37,3	40,1	0,20
	anterior	10	62,7 ± 13,7	32,3	35,3	0,22	69,2 ± 12,6	41,3	44,0	0,18
		11	61,9 ± 10,6	38,4	40,7	0,17	66,8 ± 12,0	40,2	42,8	0,18
		12	53,6 ± 12,9	25,0	27,8	0,24	61,2 ± 12,6	33,3	36,0	0,21
4 - Kammerblick	septal	1*	39,0 ± 14,7	7,4	9,4	0,38	48,4 ± 12,3	21,1	23,8	0,25
		2*	51,6 ± 15,4	17,5	20,8	0,30	64,1 ± 9,6	42,8	44,9	0,15
		3	61,8 ± 10,5	38,5	40,8	0,17	63,5 ± 9,6	42,2	44,3	0,15
	apikal	4	64,9 ± 11,2	40,1	42,5	0,17	62,9 ± 10,0	40,7	42,9	0,16
		5	61,7 ± 12,8	33,3	36,1	0,21	60,8 ± 10,2	38,2	40,4	0,17
		6	44,5 ± 13,8	13,9	16,9	0,31	49,3 ± 7,7	32,2	33,9	0,16
		7	37,0 ± 9,1	16,8	18,8	0,25	47,5 ± 7,3	31,3	32,9	0,15
	lateral	8	48,1 ± 13,6	17,9	20,9	0,28	55,1 ± 10,3	32,2	34,5	0,19
		9	54,5 ± 11,6	28,8	31,3	0,21	58,6 ± 11,0	34,2	36,6	0,19
		10	54,7 ± 12,7	26,5	29,3	0,23	58,6 ± 12,7	30,4	33,2	0,22
		11	50,6 ± 15,6	16,0	19,4	0,31	53,7 ± 15,4	19,6	22,9	0,29
		12	49,5 ± 11,9	25,5	25,7	0,24	46,9 ± 11,5	21,4	23,9	0,25

*Normalverteilung zweifelhaft, deshalb Zahlenwerte nur unter Vorbehalt (s. Text)

Tab. 1 Mittelwerte (M) und Grenzwerte der normalen segmentalen Flächenänderung. Die unteren Grenzwerte sind sowohl nach der Punktschätzmethode (M-2SD) als auch nach der Methode der Toleranzbereiche berechnet. Das Ausmaß der Streuung der Einzelwerte wird in den jeweiligen Flächensegmenten durch den Variationskoeffizienten (V = SD : M) angegeben.

4.1.4 Ejektionsfraktion im 2KB und 4KB

Bei der Aufstellung der Normalbereiche der regionalen Wandbewegung wurden durchschnittliche Ejektionsfraktionen (+/- 1 SD) von 68,5 +/- 3,8 für den 2KB und 65,7 +/- 7,0 für den 4KB bestimmt.

4.2 Wandbewegungsanalyse bei Patienten nach Myokardinfarkt

4.2.1 Patientenkollektiv

Das sich bei der konsekutiven Untersuchung von 100 Patienten ergebene Kollektiv bestand aus 84 Männern und 14 Frauen. Das Durchschnittsalter betrug 54,1 Jahre.

4.2.2. Auswertbarkeit der 2D-Echoaufnahmen

4.2.2.1 - bei Anwendung der quantitativen Wandbewegungsanalyse

Die Abbildungsqualität der Endokardgrenzen im Standbild oder die anatomische Darstellung der Echoschnitte war für eine quantitative Auswertung der segmentalen Wandbewegung bei einem großen Anteil der 100 Patienten nicht ausreichend. So war nur bei 67 Patienten der 4KB und bei 35 Patienten der 2KB quantitativ auswertbar. Ähnlich wie bei der Gruppe der älteren Normalpersonen (s. 4.1.1.) traten die größten Probleme bei den Schnitten in der KA auf. Die Echoqualität war hier lediglich bei 22 der 100 Patienten ausreichend. Die quantitative Auswertung aller drei Schnittebenen war bei nur 4 Patienten möglich. Bei einem

Viertel der Patienten waren zumindest die beiden senkrecht aufeinander stehenden Ebenen 2KB und 4KB auswertbar. Bei 18 Patienten ließ sich in keiner Schnittebene eine quantitative Auswertung durchführen. Diese Ergebnisse faßt die Tabelle (Tab. 2) noch einmal zusammen.

4.2.2.2 - bei der semiquantitativ-visuellen Wandbewegungsanalyse

Bei Anwendung der semiquantitativ-visuellen Auswerttechnik kann, im Gegensatz zum quantitativen Verfahren, bei nicht ausreichender Darstellung aller Wandabschnitte des linken Ventrikels eine isolierte Auswertung einzelner Wandanteile durchgeführt werden. Deshalb muß bei der Beurteilung der semiquantitativ-visuellen Auswertbarkeit zwischen einer partiellen und einer vollständigen Auswertbarkeit einer Schnittebene unterschieden werden.

Bei den 100 Patienten war der 4KB bei 93 und der 2KB bei 54 und die KA bei 48 Patienten vollständig auswertbar. Eine zumindest partieelle Beurteilung der Wandbewegung war im 4KB bei weiteren 3, im 2 KB bei 37 und in der KA bei weiteren 28 Patienten möglich. Somit ergibt sich, daß nur bei 4 Vierkammerblicken, 9 Zweikammerblicken und 24 Schnitten in der kurzen Achse überhaupt keine Auswertung der Wandbewegung durchzuführen war. Bei 33 Patienten waren alle drei Ebenen vollständig auswertbar. Die gemeinsame Beurteilung von 4KB und 2KB war bei 52 Patienten in allen Segmenten möglich. Bei nur 3 Patienten war nicht zumindest eine Ventrikelebene in ihrer ganzen Zirkumferenz auswertbar. Alle diese Daten werden in der Tabelle 2 noch einmal zusammengefaßt angegeben.

	Häufigkeit der quantitativen Auswertbarkeit						
	Gesamt	4KB	2KB	KA	alle 3 Ebenen	4KB+2KB	keine Ebene
Pat.-Zahl	100	67	35	22	4	25	18

	Häufigkeit der visuellen Auswertbarkeit						
	Gesamt	4KB	2KB	KA	alle 3 Ebenen	4KB+2KB	keine Ebene
Pat.-Zahl	v.a.*1	93	54	48	33	52	3
Pat.-Zahl	100 t.a.*2	3	37	28			

*1 vollständig auswertbar *2 nur teilweise auswertbar

Tab. 2 Dargestellt der Anteil auswertbarer 2D-Echoschnitte bei den 100 Patienten nach akutem Myokardinfarkt. Eine quantitative Auswertung war bei einer großen Anzahl nicht möglich. Dagegen ist die semiquantitativ-visuelle Auswertung wesentlich häufiger durchführbar. Bei dem verhältnismäßig großen Anteil vollständig auswertbarer Schnitte muß noch die zusätzliche Information aus den lediglich partiell auswertbaren 2D-Echo-Aufnahmen berücksichtigt werden.

4.2.3 Vergleich der Ergebnisse der Wandbewegungsanalyse aus beiden Verfahren

Nach Durchführung der quantitativen und der visuellen Auswertung der segmentalen Wandbewegung wurde in jedem Schnittbild der Dyssynergieindex für beide Verfahren errechnet und die Ergebnisse beider Methoden miteinander verglichen. Die Abbildungen (Abb.13 - 15) zeigen die Resultate.

Im Vergleich zwischen der quantitativen und der visuellen Auswertmethodik fand sich für die Schnitte in der KA nur eine schlechte Übereinstimmung. Beim Fix betrug die Korrelation $r = 0,35$ und im Float $r = 0,32$ und war bei $p > 0,1$ jeweils nicht signifikant.

Im apikalen 2KB zeigte sich im Float und im Fix jeweils die etwas bessere Korrelation von $r = 0,41$ ($p = 0,05$).

Die größte Übereinstimmung zwischen der quantitativen und der visuellen Auswertung bestand für den 4KB. Die Korrelation lag im Fix bei $r = 0,51$ ($p = 0,001$) bzw. im Float bei $r = 0,60$ ($p = 0,001$).

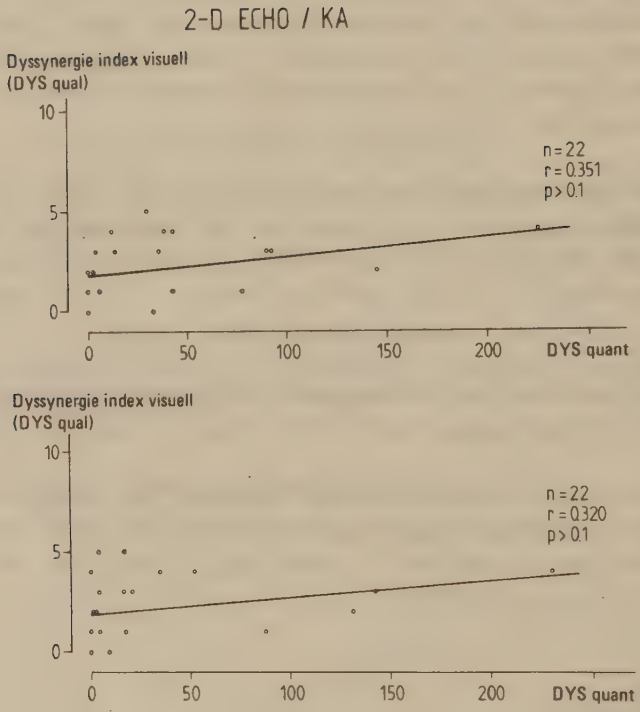


Abb. 13 Vergleich zwischen dem Dyssynergieindex aus der quantitativen und der semiquantitativ-visuellen Auswertung in der KA - oben das Ergebnis im Fix, unten der Vergleich im Float. Für die KA ergab sich dabei die schlechteste Übereinstimmung zwischen den beiden Auswertverfahren.

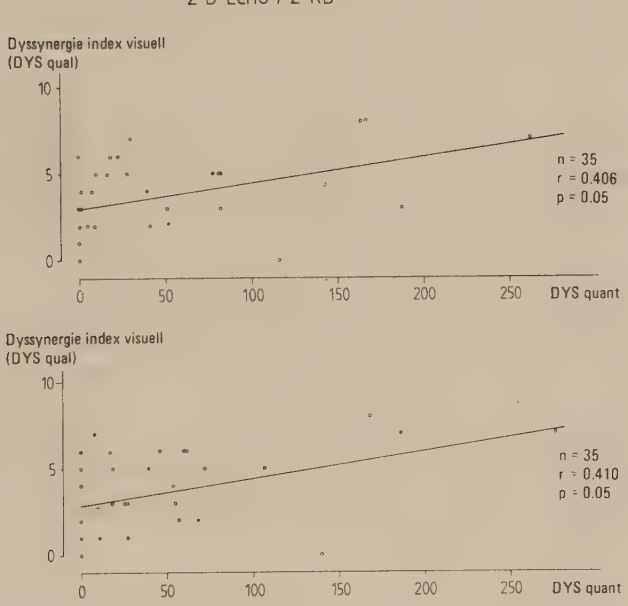


Abb. 14. Vergleich zwischen dem Dyssynergieindex aus dem quantitativen und dem visuellen Auswertverfahren im apikalen 2 KB - oben dargestellt das Ergebnis im Fix, unten im Float. Die Übereinstimmung ist etwas größer als für die Schnitte in der KA.

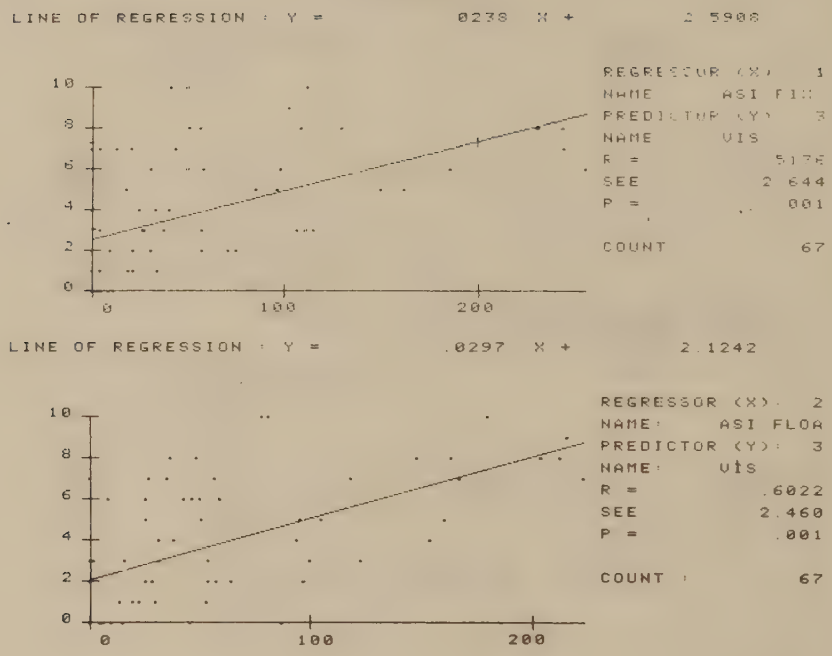


Abb. 15 Originalausdruck des verwendeten Tischrechners beim Vergleich der Dyssynergieindices aus dem quantitativen und dem semiquantitativ-visuellen Auswertverfahren im apikalen 4 KB. Oben ist das Resultat im Fix, unten das Resultat im Float dargestellt. Im 4KB war die Übereinstimmung zwischen beiden Auswertmethoden am größten. (R = r = Korrelationskoeffizient, count = n = Patientenzahl, SEE = Standardschätzfehler).

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Resultate der Wandbewegungsanalyse durch beide Auswertverfahren schlecht übereinstimmen. Die Ergebnisse korrelieren noch am besten im 4KB, deutlich schlechter im 2KB und in der KA. Im 4KB lassen sich geringe Vorteile bei Anwendung des floatenden Referenzsystems gegenüber dem fixen Referenzsystem erkennen.

Um die Gründe für die schlechte Übereinstimmung zwischen der quantitativen und der visuellen Auswertung näher zu untersuchen, wurde im 4KB eine Selektion der Echoaufnahmen nach Abbildungsqualität vorgenommen. So wurden Darstellungen mit guter Endokardabgrenzung der Qualitätsgruppen 1 und 2 (s. 3.1.3) ausgewählt und deren quantitative Resultate erneut mit den Ergebnissen der semiquantitativ-visuellen Auswertung verglichen (s. Abb. 16). Für diese Gruppe von insgesamt 41 Patienten ließ sich nun die deutlich bessere Korrelation von $r = 0,67$ im Fix bzw. $r = 0,73$ im Float (jeweils $p = 0,001$) ermitteln. Eine derartige Selektion wurde nur für den 4KB vorgenommen, da nur dort eine ausreichend erscheinende Anzahl von Echoaufnahmen vorhanden war.

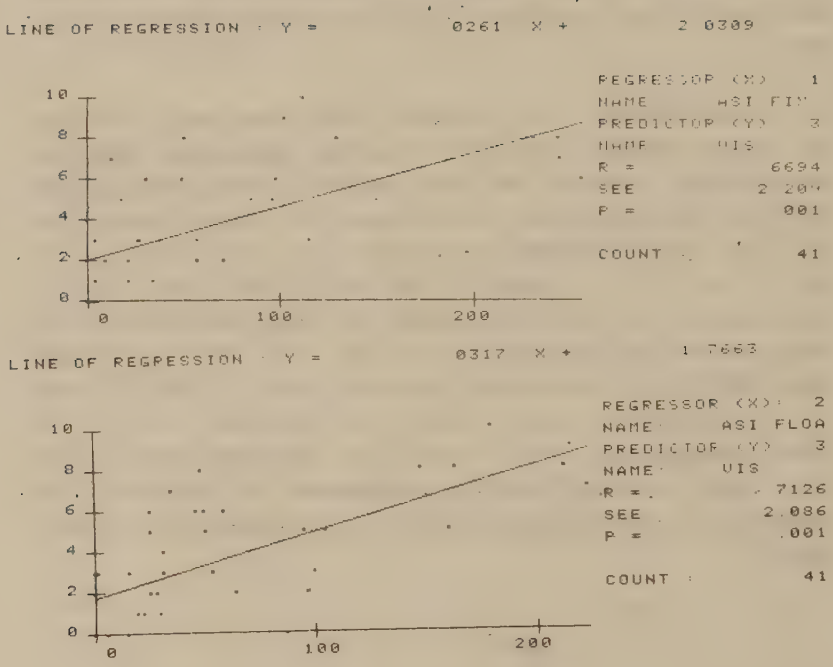


Abb. 16 Vergleich zwischen dem Dyssynergieindex aus der quantitativen und der semiquantitativ-visuellen Auswertung bei 41 Patienten mit besonders guter Echoqualität im 4KB. Dargestellt ist der Originalausdruck des verwendeten Tischrechners - oben das Ergebnis im Fix, unten das Ergebnis im Float. Für dieses selektierte Patientengut fand sich die deutlich beste Übereinstimmung zwischen den beiden Auswertverfahren. Dies deutet an, daß der Echoqualität für die Präzision der Kontraktionsanalyse eine wesentliche Bedeutung zukommt. (R = r = Korrelationskoeffizient, count = n = Patientenzahl, SEE = Standardschätzfehler).

5 Diskussion

5.1 Technische Schwierigkeiten der quantitativen Wandbewegungsanalyse im 2D-Echo

Bei der quantitativen Beurteilung der regionalen Wandbewegung im 2D-Echo treten einige technische Probleme auf, die in ähnlicher Weise auch aus der Angiographie bekannt sind:

- Die Überlagerung der Endokardbewegung durch intra- und extrakardialbedingte Bewegungskomponenten (s. 2.4.2.1, 17, 36, 45)

- Ungenauigkeiten beim Abzeichnen durch die unregelmäßige Endokardbegrenzung und die Papillarmuskeln (45, 83)

- die Unfähigkeit der Methode, definierte Punkte am Kammermyokard während der Kontraktion zu verfolgen (45)

- die zeitliche Heterogenität der regionalen Kontraktion (27, 99)

Das letztgenannte Problem findet erst in neueren Arbeiten aus dem 2D-Echo mehr Beachtung. Weyman (99) zeigte, daß das größte Ausmaß einer Wandbewegungsstörung bei den einzelnen Patienten zu unterschiedlichen Zeiten während des Kontraktionsablaufes registriert werden kann. Auch innerhalb eines Infarktbezirks haben die verschiedenen Areale unterschiedliche Dyssynergiemaxima. Daher kann - zumindest theoretisch - das Ausmaß einer Wandbewegungsstörung nicht durch den allgemein gebräuchlichen Vergleich **e i n e r** enddiastolischen und **e i n e r** endsystolischen Abbildung bestimmt werden. Eine Kontraktionsanalyse führt nach Gillam (27) nur dann zu besseren Ergebnissen, wenn in einem extrem aufwendigen Verfahren jeder einzelne Wandabschitt über den gesamten Zeitraum der Kontraktion hinweg verfolgt wird.

Zu den genannten Punkten kommen aber noch andere methodenspezifische Schwierigkeiten hinzu. So besteht ein entscheidender Nachteil des 2D-Echos darin, daß bei Patienten bestimmte Standardschnittbilder oft nur qualitativ schlecht oder überhaupt nicht darzustellen sind (17, 30, 79, 87). Die Ursachen hierfür liegen einerseits im mangelnden Auflösungsvermögen der Ultraschallgeräte (79), in der Entstehung von "Drop Outs" (= Echolücken, die durch einen parallel zur Untersuchungsstruktur verlaufenden Ultraschall entstehen), aber auch in anatomischen Hindernissen beim untersuchten Patienten, wie z. B. Lungenemphysem, Adipositas und Thoraxdeformitäten (17, 28, 30). Der Gebrauch von Videostandbildern bei der quantitativen Auswertung und der damit verbundene Bildinformationsverlust reduzieren die Aussage der Methode zusätzlich (17).

Nachteilig für die quantitative Auswertung ist auch, daß die 2D-Echoschnittebenen, bedingt durch das Fehlen geeigneter Orientierungspunkte im Ventrikel, nur unzureichend zu definieren sind (17, 69). Dies gilt in besonderem Maße für die apikalen Schnittebenen (17, 78).

Auch die häufige Ableitung von Tangentialschnitten des Herzens stellt ein Problem dar (14, 15). Durch eine schräg angeschnittene Wand wird die regionale Kontraktion falsch wiedergegeben.

5.2 Normalbereiche

5.2.1 Normalbereiche in der Literatur

Mangelnde Angaben zur quantitativen Wandbewegungsanalyse und somit das Fehlen normaler quantitativer Daten stellen bis jetzt einen entscheidenen Mangel des 2D-Echos dar

(20). Die vorliegenden Arbeiten zur quantitativen regionalen Wandbewegungsanalyse beschränken sich häufig auf eine Auswertung nach der Perimetermethode (4, 58, 95), mit der nur Assynergien und Dyskinesien als solche erkannt werden, wobei auf eine genaue Quantifizierung verzichtet wird (84).

Veröffentlichungen, die untersuchen, ob die Aufstellung sinnvoller Normalbereiche für die regionale Wandbewegung im 2D-Echo möglich ist, zeigen sehr unterschiedliche Ergebnisse. Drei Arbeitsgruppen (24, 32, 64) konnten für verschiedene Schnittebenen in der kurzen Achse Normalbereiche aufstellen, deren Streubreite gering genug war, um eine Anwendung bei Patienten sinnvoll erscheinen zu lassen. Schweitzer (82) berichtet über geeignete Normalbereiche im 4KB. Bei Grube (30) und Schnittger (70) ließen sich brauchbare Nomalbereiche nur mit bestimmten quantitativen Auswertmethoden aufstellen. Bei einigen ihrer Auswertverfahren lagen die unteren Grenzwerte schon deutlich im akinetischen oder dyskinetischen Bereich. Pandian (69) berichtet über eine erhebliche Variabilität der regionalen Kontraktion zwischen unterschiedlichen Normalpersonen und zwischen verschiedenen Untersuchungsterminen. So fanden sich z. B. auch bei einigen gesunden Normalpersonen reale oder auswertbedingte Akinesien und Dyskinesien. Bastians (1) fand in fünf verschiedenen Standardschnittebenen Normalbereiche mit sehr großen Standardabweichungen. Die Interobserver-Variabilität war ebenfalls so beträchtlich, daß diese Arbeitsgruppe eine quantitative linksventrikuläre Kontraktionsanalyse nach ihrer Methode ablehnt.

Diese kontroversen Ergebnisse lassen sich sicherlich teilweise durch methodische Unterschiede zwischen den verschiedenen Arbeitsgruppen erklären. Einige Beispiele seien hier genannt:

- So wurden teilweise (1) auch Echoaufnahmen schlechter Bildqualität (ohne Darstellung der Herzspitze) ausgewertet.

- Kaum Angaben finden sich darüber, inwieweit eine Rekonstruktion unklarer Endokardgrenzen im Standbild durch Vor- und Rücklauf des Videobandes vorgenommen wurde.

- Statt der relativen prozentualen Radiantenverkürzung oder Flächenverkleinerung werden Absolutwerte, wie z. B. die Radiantenverkürzung in Zentimeter, registriert (1).

- Viele der oben aufgeführten Autoren (1, 30, 69, 70) nehmen keine Mittelung mehrerer Herzaktionen vor. Dieses Vorgehen, das bereits von anderen Autoren vorgeschlagen wurde (1, 13, 27, 28), führte aber im Vergleich zu den Werten aus Einzelschlägen, zu einer deutlichen Verkleinerung der Standardabweichung bei der Aufstellung unserer Normalbereiche.

5.2.2 Beurteilung der eigenen Normalbereiche

Die zu Beginn geschilderten technischen Schwierigkeiten des 2D-Echos erschwerten auch in der vorliegenden Untersuchung die Aufstellung von Normalbereichen erheblich. Obwohl es sich schon um eine vorselektierte Gruppe handelte, war bis zum Erhalt der jeweils 20 Aufnahmen in jeder der drei Schnittebenen die Ableitung von 51 Normalpersonen notwendig. Die Standardabweichungen der Normalkontraktion und die Variationskoeffizienten erwiesen sich als groß und lassen besonders im Bereich der Herzspitze praktisch nur die Erkennung von Akinesien zu.

Weiterhin war die Beurteilung der beiden basalen Septumsegmente, wohl bedingt durch die dort oft wandbildenden Aortenanteile, nicht möglich. Die Normalkontraktion variiert, wie dies auch schon von anderen Autoren gezeigt wurde (32, 48, 64, 69), zwischen den verschiedenen Bezirken des linken Ventrikels so stark, daß die Annahme eines festen Grenzwertes der Normalkontraktion für alle Wandbereiche (z. B. 25 % oder 30 % Radiantenverkürzung oder Flächenverkleinerung), wie dies von einigen Autoren in der Cineventrikulographie und im 2D-Echo vorgeschlagen wird (27, 68, 81, 83), nicht sinnvoll erscheint. Grundsätzlich läßt sich jedoch feststellen, daß die in dieser Arbeit ermittelten Grenzwerte der Normalkontraktion eine Anwendung bei der Untersuchung pathologisch kontrahierender Ventrikel sinnvoll erscheinen lassen.

5.2.3 Bestimmung der Ejektionsfraktion

In der Ventrikulographie sind subjektive Einflüsse bei der Konturabgrenzung ein wesentlicher Grund für Unterschiede bei Normalbereichen der regionalen Wandbewegung, die nach ein und derselben Methode von unterschiedlichen Untersuchern aufgestellt wurden (83). Es besteht die Tendenz, die stark trabekulisierte endsystolische Silhouette als zu klein einzuschätzen (29, 83). Dieser systematische Fehler kann bei der Erstellung eines Normalbereichs durch eine parallel durchgeführte Bestimmung der Ejektionsfraktion - es wird eine auffallend hohe durchschnittliche Ejektionsfraktion errechnet - erkannt werden (83).

Für die Echokardiographie besteht eine ähnliche Problematik. So ist es möglich durch Veränderung der Echointensität die Strukturbegrenzungen im Herzen zu erweitern oder zu verringern. So demonstrierte Martin (59) eine inverse Korrelation zwischen der eingestellten Echointensität und der Öffnungsfläche der Mitralklappe, die in der KA im

2D-Echo gemessen wurde. Werden die Endokardbegrenzungen auf diese Weise verändert, können Ventrikelvolumina kleiner oder größer errechnet werden (17, 92).

Um einen Anhalt dafür zu bekommen, ob in der vorliegenden Arbeit die Endokardgrenzen in etwa richtig festgelegt worden sind, wurde die durchschnittliche Ejektionsfraktion bei der Auswertung der regionalen Wandbewegung im 2KB und 4KB mitbestimmt.

In der Literatur werden folgende Normalwerte für die Bestimmung der EF im 2D-Echo angegeben:

	EF (in %) im 2KB	EF (in %) im 4KB
Wahr (90)	69 m/67 f	69 m/64 f
Hahn (32)	Biplan (2KB + 4KB) 66	
Erbel (71)	58,5 m/60 f	58,7 m/56,8 f

Diese Daten stimmen recht gut mit den eigenen Ergebnissen (EF = 68,5 % im 2KB und 65,7 % im 4KB) überein. Eine deutliche Über- oder Unterschätzung des Ausmaßes der regionalen Wandbewegung dürfte also nicht vorliegen.

5.3 Prüfung der quantitativen Wandbewegungsanalyse an Infarktpatienten

Zur Überprüfung der Wandbewegungsanalyse im zweidimensionalen Echokardiogramm wird in den meisten Arbeiten die Cineventrikulographie (28, 35, 47, 51, 52, 57, 79, 97), seltener die Radionuklidventrikulographie (35, 74) herangezogen. Ferner wird häufig eine indirekte Überprüfung der Methode bei der Diagnose von Ischämiebereichen oder Infarktnarben durch Verfahren wie EKG (23, 26, 70, 74, 79), Kreatinkinaseanstieg (23, 26, 79), Myokardszintigraphie

(61, 66) vorgenommen. Hierzu wurden auch einige pathologisch-anatomische Studien am menschlichen oder tierischen Herzen durchgeführt (26, 27, 96, 99, 101).

Keine dieser Methoden stellt dabei einen echten Standard für das 2D-Echo bei der Erkennung von Wandbewegungsstörungen dar. Die indirekten Überprüfungsverfahren können die Wandbewegungsstörung selbst nicht nachweisen, sondern nur deren zugrundeliegende Ursache. Im Cineventrikulogramm und im Radionuklidventrikulogramm werden zwar Wandbewegungsstörungen erfaßt, die Aufnahmen stellen jedoch im Gegensatz zu den 2D-Echoschnittbildern Projektionen des Herzens dar (29). Dieser technische Unterschied erschwert den Vergleich beider Methoden mit dem 2D-Echo besonders hinsichtlich der Beurteilung von Ausmaß und Lokalisation der Wandbewegungsstörungen erheblich (30).

Die visuelle Wandbewegungsanalsyse im 2D-Echo weist im Vergleich mit allen oben genannten Referenzverfahren bei der Erkennung von Infarktbezirken oder Ischämiebereichen eine große Genauigkeit auf. So zeigte sich bei der Überprüfung durch die Ventrikulographie eine Sensitivität von 89 % und eine Spezifität von ebenfalls 89 % für die Diagnose des akuten Myokardinfarkts (79). Auch Infarktnarben werden zuverlässig erkannt (52, 57).

Auch die Größe eines Infarktbezirks läßt sich recht gut durch eine visuelle Wandbewegungsanalyse bestimmen (26, 38, 96, 98, 101). Die Ausdehnung des Infarkts wird hierbei durch das 2D-Echo lediglich systematisch etwas überschätzt (96, 101).

Aus diesen beiden Überlegungen heraus - einerseits dem Fehlen einer idealen Referenzmethode, andererseits aber der nachgewiesenen Sicherheit der visuellen Wandbewegungsanalyse bei der Erkennung und Größenbestimmung von Narben-

oder Ischämiebezirken - wurde in der vorliegenden Arbeit die semiquantitativ-visuelle Wandbewegungsanalyse als Referenzverfahren für die quantitative Auswertmethodik ausgewählt. Zusätzlich wäre, trotz der oben gemachten Einschränkungen, ein Vergleich mit cineventrikulographischen Daten wünschenswert gewesen. Eine Herzkatheteruntersuchung war jedoch bei der Mehrzahl der 100 Infarktpatienten nicht durchgeführt worden.

Zum Vergleich der visuellen mit der quantitativen Wandbewegungsanalyse wurde der Dyssynergieindex eingesetzt, weil es sich hierbei um einen globalen Parameter handelt, der sowohl das Vorhandensein als auch vor allem das Ausmaß einer Wandbewegungsstörung anzeigt. Ferner zeigen einige Untersuchungen (26, 74, 79, 102), daß es sich bei dem bei Infarktpatienten bestimmten Dyssyergieindex um einen wertvollen Indikator für die weitere Prognose handelt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen eine schlechte bzw. eine fragliche Übereinstimmung zwischen dem Dyssynergieindex aus der semiquantitativ-visuellen und aus der quantitativen Wandbewegungsanalyse. Die besseren Ergebnisse im 4KB gegenüber dem 2KB und besonders gegenüber der Auswertung in der KA lassen keine Schlußfolgerungen zu, da hierbei zahlenmäßig ein sehr unterschiedlicher Stichprobenumfang betracht wurde. Die insgesamt geringe Korrelation zwischen quantitativer und visueller Kontraktionsanalyse entsteht sicherlich zum Teil durch die unterschiedliche mathematische Berechnung der beiden Dyssynergieindices. So geht z.B. beim DYSqual eine Akinesie in jedem Wandbereich mit der gleichen Bewertungsziffer ein. Beim DYSquant wirkt sich eine Akinesie in einem Wandbereich mit hohem Grenzwert der Normalkontration stärker aus als in einem Bereich mit einem niedrigen Grenzwert (z. B. Herzspitze). Trotzdem zeigte eine selektierte Gruppe von Abbildungen im 4KB mit sehr guter Bildqualität eine akzeptable Korrelation zwischen den beiden Auswertverfahren.

Dieser Befund legt den Schluß nahe, daß die schlechte Übereinstimmung zwischen dem DYSqual und dem DYSquant zum großen Teil darauf zurückzuführen ist, daß bei Echokardiogrammen der Qualitätsgruppe 3 (s. Einteilung 3.1.3) eine quantitative Auswertmethodik zu falschen Ergebnissen führt und so die Übereinstimmung zwischen beiden Verfahren insgesamt verschlechtert wird.

Für die Ventrikulographie zeigt eine Arbeit von König (50) beim Vergleich zwischen einer quantitativen und einer visuellen Auswertung der Wandbewegung im fixen Referenzsystem eine nur mäßige Übereinstimmung in 74 % aller Wandbereiche (anterior, apikal, inferior). Bei lediglich 32 % aller Patienten wurden alle drei Wandbereiche in beiden Verfahren gleich beurteilt. Eine recht gute Überreinstimmung in 92 % aller Wandsegmente hingegen ergab sich bei Verwendung eines floatenden Referenzsystems.

Hess (41) verglich bei 12 Patienten mit koronarer Herzerkrankung und guten echokardiographischen Ableitungsbedingungen 2D-Echo und Ventrikulographie hinsichtlich der Wandbewegungsanalyse. Dabei zeigte die quantitative 2D-Echo-Auswertung teilweise eine schlechte Korrelation mit der Ventrikulographie von $r = 0,42$ im Bereich der basalen Herzwände und $r = 0,61$ in der Herzspitze. Nur im mittleren Bereich der Herzwände war die Übereinstimmung mit $r = 0,73$ besser. Die visuelle Wandbewegungsanalyse im 2D-Echo ergab eine deutlich bessere Übereinstimmung mit der Ventrikulographie in allen Herzregionen.

Andere Autoren (13, 31, 64) fanden hingegen eine gute Sensitivität und Spezifität der quantitativen Auswertmethodik im 2D-Echo bei der Diagnose von alten oder frischen Myokardinfarkten. Auffällig ist jedoch, daß dabei in keiner bisherigen Veröffentlichung Vorteile eines quantitativen Auswertverfahrens gegenüber einer semiquantitativ-visuellen Auswertmethodik beschrieben werden (78).

5.4 Quantitative Auswertmethodik

5.4.1 Vergleich der Referenzsysteme

Die Verwendung der floatenden Referenzsysteme führte bei der Erstellung der Normalbereiche zu einigen Vorteilen. So ergab sich gegenüber dem fixen System, besonders in der KA aber auch im 4KB, eine deutlich niedrigere Variabilität der Werte. Die unterschiedlichen Variationskoeffizienten für die KA von V(Fix) = 0,18 und V(Float) = 0,11 werden in der Tendenz auch in der Arbeit von Moynihan (64) bestätigt. Er errechnete bei Verwendung einer ähnlichen Auswertmethodik für die KA in der Höhe der Mitralklappe Variationskoeffizienten von V(Fix) = 0,22 und V(Float) = 0,20 und für die KA im Papillarmuskelbereich eine Variabilität von V(Fix) = 0,25 und von V(Float) = 0,19. In der KA unterhalb der Mitralklappenebene ist im Fix im Normbereich das Ausmaß der regionalen Wandbewegung in der Hinterwand größer als in der Vorderwand. Dieses Kontraktionsmuster resultiert wohl aus der Vorwärtsschwingung des Herzens während der Systole (64) und wurde auch von anderen Untersuchern gefunden (24, 32, 64, 70). Diese regionalen Kontraktionsunterschiede werden durch ein floatendes Referenzsystem ausgeglichen. In den apikalen Schnitten werden, neben der geringeren Variabilität der Werte im 4KB, vor allem die Grenzwerte im Bereich der Herzspitze durch Float deutlich angehoben und deren Beurteilbarkeit dadurch verbessert. Eine Überlegenheit des floatenden Referenzsystems bei der Erstellung von Normalbereichen für die regionale Kontraktion in den apikalen Echoschnittebenen wird auch von anderen Autoren aufgezeigt (22, 30, 70). Dabei sind die Unterschiede zwischen den Referenzsystemen teilweise noch ausgeprägter als in der vorliegenden Arbeit. So sind bei Grube (30) die Normalbereiche im Fix im Gegensatz zum Float zur Erkennung von regionalen Wandbewegungen aufgrund der hohen Standardabweichung und Variabilität der Werte unbrauchbar.

Für die quantitative Wandbewegungsanalyse pathologisch kontrahierender Ventrikel deutet sich jedoch eine Bevorzugung unterschiedlicher Referenzsysteme für die einzelnen Echoschnittebenen an. Während für die apikalen Schnitte, vor allem aufgrund der eben genannten Vorteile bei der Erstellung der Normalbereiche, das floatende Referenzsystem als geeigneter angesehen wird (23, 31, 70), scheint bei den Darstellungen in der kurzen Achse ein fixes Referenzsystem überlegen zu sein (24, 70, 71). Letzteres gründet sich möglicherweise auf dem das Fehlen einer Längsachse bei den Schnitten in der KA. Aus diesem Grund müssen beim Float in dieser Schnittebene andere weniger geeignete intrakardiale Strukturen verwendet werden. So führt z. B. die Übereinanderlagerung auf dem Flächenschwerpunkt bei Ventrikeln mit Kontraktionsstörungen häufig zu einer geometrisch erzeugten "Pseudokontraktion" in einem eigentlich akinetischen oder dyskinetischen Bereich (84), da sich der Flächenschwerpunkt während der Systole auf die Kontraktilitätsstörung zubewegt (s. Abb. 9).

Die Bevorzugung bestimmter Referenzsysteme in den einzelnen Schnittebenen ist nicht ganz einheitlich. So war bei Schnittger (70) für die KA im Mitralklappenbereich ein floatendes Referenzsystem dem fixen System geringgradig überlegen. Außerdem existieren für das 2D-Echo bisher relativ wenig methodenvergleichende Untersuchungen. Deshalb kann von einer wirklichen Klarheit bezüglich der Wahl des Referenzsystems sicherlich nicht gesprochen werden. Aus den eigenen Ergebnissen ließ sich bei der Auswertung der Infarktpatienten kein deutlicher Vorteil eines Referenzsystems ablesen. Lediglich im 4KB wurde durch Float eine eindeutig bessere Übereinstimmung zwischen semiquantitativ-visuellem und quantitativem Dyssynergieindex erreicht als im fixen Referenzsystem.

Während der praktischen Durchführung der quantitativen Wandbewegungsanalyse fiel auf, daß bei einzelnen Patienten

der Dyssynergieindex im Fix und im Float zwar zahlenmäßig recht ähnliche Werte ergab, die Kontraktionsstörung durch beide Verfahren aber in unterschiedlicher Weise dargestellt wurde. Dabei stimmte das Kontraktionsmuster im Float hinsichtlich Lokalisation und Form der Wandbewegungsstörung häufig nicht mit der visuell-qualitativen Auswertung überein (s. Abb. 9). Aus den eigenen Erfahrungen kann deshalb vermutet werden, daß, im Unterschied zur bloßen Messung des Ausmaßes der regionalen Wandbewegungsstörung, die bildlich korrekte Dokumentation des Kontraktionsablaufs besser durch ein fixes Referenzsystem erreicht wird.

5.4.2 Koordinatensystem und Meßparameter

Für die Wahl des Koordinatensystems und der Meßparameter wurde die nach Literaturangaben, vorwiegend aus der Ventrikulographie, am geeignesten erscheinende Vorgehensweise gewählt.

Zum Vergleich verschiedener Koordinatensysteme liegt nur eine wirklich aussagekräftige Arbeit aus der Ventrikulographie vor (46). In allen anderen Methodenvergleichen (z. B. 25) werden neben dem Koordinatensystem auch gleichzeitig andere Teile der Auswertmethodik geändert, so daß klare Rückschlüsse auf Vorteile eines bestimmten Referenzsystems unmöglich sind. Da Karsch (46) in seiner Untersuchung für das radiale Koordinatensystem eine höhere Sensitivität und Spezifität bei der Infarktdiagnose als für das starre bzw. flexible rektanguläre Koordinatensystem ermittelte, wurde in der vorliegenden Arbeit ein radiales Koordinatensystem eingesetzt.

Im Gegensatz zu allen anderen Teilbereichen der quantitativen Auswertmethodik besteht bei der Wahl des geeigneten Meßparameters weitgehend Einigkeit zwischen den verschie-

denen Untersuchern. So wird übereinstimmend über Vorteile der Flächenverkleinerungsmethode, sowohl hinsichtlich Reproduzierbarkeit und Variabilität der Werte als auch bei der Sensitivität und Spezifität der Infarktdiagnose, berichtet. Dies gilt gleichermaßen für Ventrikulographie (25, 46) und 2D-Echo (30, 31, 64, 71). Nur Schnittger (70) fand im 2D-Echo keine Unterschiede zwischen einer Radiantenmessung und der Flächenmethode.

Bei der Unterteilung des Ventrikels werden in der Echokardiographie meist Einteilungen in 4 - 8 Meßabschnitte (13, 32, 41, 64, 71) vorgenommen. In einer Reihe von Auswertsystemen wird jedoch auch eine größere Unterteilung in 24 (23), 36 (27, 99), 48 (30, 31) oder 72 (22) Abschnitte durchgeführt. Während eine relativ grobe Einteilung möglicherweise kleine Kontraktionsdefekte übersieht, sind zahlreichere kleinere Unterteilungen durch Abfahrungenauigkeiten mit einer höheren Fehlerquote belastet, da die methodisch gegebene Grenze des Auflösungsvermögens erreicht wird (31). Für die Ventrikulographie wurden von Simon (84) 14 Abschnitte vorgeschlagen. Moynihan (64) zeigte, daß durch die Aufteilung in 8 Abschnitte keine Nachteile hinsichtlich Reproduzierbarkeit und Variabilität gegenüber einer Einteilung in 4 Abschnitte auftreten. Deshalb wurde bei der eigenen Auswertmethodik mit 12 Flächensegmenten eine mittlere Aufteilung gewählt, die geringgradig über der der meisten anderen Untersucher im 2D-Echo liegt.

5.5 Auswertbarkeit der 2D-Echoaufnahmen

Die Ursachen für die Schwierigkeiten der 2D-Echokardiographie, bei einem Teil der Patienten das linksventrikuläre Endokard deutlich und lückenlos darzustellen, wurden zu Beginn der Diskussion erläutert (s. 5.1). Im folgenden sind die Literaturangaben zur Frage aufgelistet, wie häufig in bestimmten Standardschnitten eine visuelle oder ei-

ne quantitative Auswertung der regionalen Wandbewegung vorgenommen werden kann. Für eine vergleichende Gegenüberstellung beider Verfahren zur Frage der Auswertbarkeit, wie in der vorliegenden Arbeit, bestehen in der Literatur keine Angaben.

semiquantitativ-visuelle Auswertbarkeit

Literatur		Jahr	n	KHK(%)	Schnittebenen	visuell auswertbar(%)
Wann	(94)	1970	28	54%	LA+KA+4KB+2KB+SK	89%
Heger	(36)	1979	44	100%	LA+KA	84%
Visser	(91)	1980	90	100%	KA	73%
Ohuchi	(67)	1980	80	80%	LA+KA+2KB	58%
Bansai	(2)	1980	200	18%	LA97+KA81+4KB99+2KB94	(%)*
Corya	(10)	1981	92	100%	LA+KA	93%
Hecht	(35)	1981	58	100%	LA+KA+4KB+2KB	~ 85%
Maurer	(61)	1981	48	73%	LA+KA+4KB+2KB+SK	85%
Horowitz	(43)	1982	80	60%	LA+KA+4KB	81%
Gibson	(26)	1982	75	100%	LA+KA+4KB+2KB	79%
van Reet	(74)	1984	93	100%	LA92+KA84+4KB97+2KB94	(%)*

* Schnittebenen zumindest partiell auswertbar

Tab. 3 Literaturangaben zur semiquantitativ-visuellen Auswertbarkeit. Bei den nicht mit einem Stern gekennzeichneten Prozentzahlen beziehen sich die Zahlenangaben auf vollständig auswertbare 2D-Echoschnitte (~= nur ungenaue Angaben in den Literaturstellen)

quantitative Auswertbarkeit

Literatur		Jahr	n	KHK (%)	Schnittebenen	quant. auswertbar(%)
Moynihan	(64)	1981	90	?	KA+2KB+4KB	79%
Parisi	(71)	1981	51	100%	KA+2KB+4KB	74%
Schnittger	(80)	1984	23	0	KA+4KB	87%
Schnittger	(80)	1984	37	~90%	KA+4KB	84%
Soid	(87)	1983	80	gering	LA21+KA62+4KB75+2KB58	(%)
Grube	(30)	1984	265	0	LA51+KA44+4KB73+2KB47	(%)
Grube	(30)	1984	181	100%	LA51+KA35+4KB65+2KB42	(%)

Tab. 4 Literaturangaben zur quantitativen Auswertbarkeit (? = ohne Angaben, ~ = nur ungenaue Angaben in den Literaturstellen)

Auffällig sind bei der semiquantitativ-visuellen Auswertbarkeit die zwischen den Untersuchern stark variierenden Zahlenangaben. So sind bei Wann (94) und Maurer (61) in 89 % bzw. 85 % der Patienten alle fünf verschiedene Schnittebenen vollständig auswertbar. Visser (91) hingegen kann allein die kurze Achse nur bei 73 % der Patienten ableiten. Ohuchi (67) erhielt in drei verschiedenen Standardschnitten nur bei 58 % der Patienten analysierbare Echokardiogramme. Noch gravierender sind die Unterschiede für die quantitative Auswertbarkeit. Während einige Autoren (64, 70, 71) Werte angeben, die auch ähnlich für die visuelle Auswertbarkeit genannt werden, kommen Grube (30) und Sold (87) zu deutlich schlechteren Ergebnissen. Eine Erklärung dieser Zahlenunterschiede fällt schwer. Als eine Ursache wird die in den letzten Jahren stattgefundene erhebliche Verbesserung der 2D-Echokardiographiegeräte hinsichtlich Auflösungsvermögen und Bildqualität angeführt (79). Allerdings lassen die oben aufgelisteten Literaturangaben keinen Trend zur Verbesserung der Auswertbarkeit im Laufe der Zeit erkennen. Ein anderer Grund für variierende Daten zur Auswertbarkeit liegt in der Subjektivität der Entscheidung, ob eine Abbildung noch als auswertbar angesehen wird oder nicht. Weiter könnten die unterschiedliche Sorgfalt und der Zeitaufwand bei der 2D-Echountersuchung eine Rolle spielen. Möglicherweise führt jedoch auch eine in den Literaturarbeiten nicht angegebene Vorselektion des Patientengutes zu einer allzu positiven Einschätzung der Auswertbarkeit. Diese Vermutung wird dadurch gestützt, daß viele Autoren (13, 58, 62, 77, 102), "mit unter Umständen schlechteren Daten" (53), auf Angaben zur Praktikabilität verzichten oder von anderen (14, 32, 85) von vornherein nur Patienten mit guten Ableitungsbedingungen in die Untersuchungen eingeschlossen werden.

Bei den eigenen Ergebnissen zur Auswertbarkeit zeigen sich in Übereinstimmung mit anderen Autoren (2, 30, 74, 87) die

größten Schwierigkeiten für die Schnitte in der KA. Diese Schnittebene war oft nur mit ungenügender Endokarddarstellung oder von einem tieferen Interkostalraum anatomisch falsch abzuleiten. Die vergleichenden Daten von Grube (30) (s. Tab. 4) zeigen, daß dies besonders für Patienten mit koronarer Herzerkrankung zutrifft. Dabei ist auffällig, daß die meisten Untersuchungen (vor allem englischsprachiger Autoren, z. B. 24, 27, 32, 64, 71, 99 u. a.) zur quantitativen Wandbewegungsanalyse bei diesem Patientenkollektiv gerade in der kurzen Achse durchgeführt werden. Die apikalen Schnittebenen sind dagegen häufiger ableitbar. Im 2KB war oftmals die klare Darstellung der anterioren Wand nicht möglich, so daß keine quantitative oder nur eine partielle qualitative Auswertung erfolgen konnte. Bei beiden apikalen Schnittebenen konnte in einigen Fällen die Herzspitze, die sich im Nahfeld des Ultraschallkegels befindet, nicht abgebildet werden.

Für die Beurteilung der Daten zur Auswertbarkeit ist zu berücksichtigen, daß die meisten Wandbereiche des Herzens in verschiedenen Schnittebenen abgebildet werden. Daher wurden Modelle entwickelt, mit denen übereinstimmende Wandareale erkannt werden können (26, 36). So ist es bei der visuellen Wandbewegungsanalyse häufig möglich, trotz einer unvollständigen Registrierung aller 2D-Echoschnitte, sämtliche Wandbereiche in ihrer Kontraktion zu beurteilen. Aus den eigenen Ergebnissen, mit einer großen Anzahl vollständig auswertbarer Schnitte und der zusätzlichen Information durch partiell auswertbare Abbildungen, läßt sich schließen, daß durch die visuell qualitative Wandbewegungsanalyse bei der Mehrzahl der Patienten eine relativ vollständige Erfassung aller Wandbereiche des linken Ventrikels gelingt.

Eine quantitative Kontraktionsanalyse ist für einen Echoschnitt nur durchführbar, wenn das linksventrikuläre Endokard im Videostandbild in seinem vollen Umfang auszumachen

ist. Daher erklären sich die erheblich schlechteren Ergebnisse der quantitativen Methode. Nur im 4KB kann die Wandbewegung bei immerhin 67 % der Patienten beurteilt werden. Allerdings zeigen die Resultate aus dem Vergleich der visuellen und der quantitativen Dyssynergieindices (s. 4.2.3 und 5.3), daß der Anteil quantitativ auswertbarer Echokardiogramme zumindest in dieser Schnittebene eher noch niedriger anzusetzen ist. Andere Autoren kommen zwar bezüglich der quantitativen Auswertbarkeit zu besseren Ergebnissen, aber auch aus den Daten von Grube (30) und Sold (87) läßt sich folgern, daß die quantitative Wandbewegungsanalyse bei Routinepatienten, zumindest zum gegenwärtigen Zeitpunkt, nicht praktikabel ist. Sie ist nur bei einem nach Echoqualität selektierten Patientengut ausreichend häufig durchführbar.

Für die Zukunft lassen sich hier möglicherweise einige Verbesserungen erwarten (20). So findet eine stetige Weiterentwicklung der Echokardiographiegeräte statt (20). Möglicherweise ist durch die Anwendung der digitalen vollautomatisierten Technik eine größere Genauigkeit bei der Endokardidentifizierung zu erreichen (6, 85).

6 Zusammenfassende Beurteilung

In der vorliegenden Arbeit wurden durch die Untersuchung von 51 gesunden Personen Normalbereiche der regionalen linksventrikulären Wandbewegung für drei verschiedene echokardiographische Standardschnitte ermittelt: Für die Darstellung in der kurzen Achse am Übergang zwischen Mitralklappe und Papillarmuskeln, für den apikalen Zweikammerblick und den apikalen Vierkammerblick. Die quantitative rechnergestützte Auswertung erfolgte jeweils in einem floatenden und einem fixen Referenzsystem.

Nach Aufstellung der Normalbereiche wurde eine Kontraktionsanalyse bei 100 Patienten vier bis sechs Wochen nach einem akuten Myokardinfarkt durchgeführt. Dabei wurde sowohl eine quantitative als auch eine visuell-semiquantitative Auswertung vorgenommen.

Nach Abschluß der Untersuchungen können die zu Beginn an die quantitative Auswertmethodik gestellten Fragen zusammengefaßt wie folgt beantwortet werden.

1. Mit der Methode lassen sich bei der Untersuchung von Normalpersonen mit guten echokardiographischen Ableitungsbedingungen Normbereiche aufstellen, deren Grenzen eine sinnvolle Anwendung bei Patienten mit regionalen Wandbewegungsstörungen möglich erscheinen lassen.

2. Bei Überprüfung der quantitativen Methodik an Patienten nach Myokardinfarkt fand sich eine schlechte Übereinstimmung mit den Ergebnissen der herkömmlichen semiquantitativ-visuellen am 2D-Echo durchgeführten Kontraktionsanalyse. Eine akzeptable Korrelation beider Auswertverfahren ließ sich nur bei einer Gruppe von Aufnahmen sehr guter Echoqualität feststellen.

3. Es besteht kein eindeutiger Vorteil eines Referenzsystems. Bei der Aufstellung der Normalbereiche ließen sich besonders in der KA und im 4KB geringe Vorteile des floatenden Verfahrens erkennen, die sich allerdings bei der Überprüfung an Infarktpatienten nur noch für den 4KB feststellen ließen.

4. Die quantitative Kontraktionsanalyse ist wegen der hohen Anforderungen an die Qualität der Echoaufnahmen nur bei einer unzureichenden Zahl von konsekutiv untersuchten Patienten einsetzbar. Im Gegensatz dazu ist mit der einfachen visuellen Methode bei der großen

Mehrzahl der Patienten in nahezu allen Abschnitten der linksventrikulären Wand eine Kontraktionsbeurteilung möglich.

Die quantitative Auswertung der regionalen Wandbewegung ist zeitlich und apparativ sehr aufwendig. Vorteile gegenüber dem einfachen visuellen Verfahren sind bisher in der Echokardiographie nicht beschrieben. Vor allem aufgrund der mangelnden Praktikabilität ist deshalb, zumindest beim gegenwärtigen Stand der technischen Entwicklung, der routinemäßge Einsatz des quantitativen Auswertverfahrens nicht sinnvoll. Dies wird auch in neueren Arbeiten (75, 90) in Bezug auf die Bestimmung der Ejektionsfraktion diskutiert.

Ein Anwendungsbereich läßt sich eventuell für die Beantwortung wissenschaftlicher Fragestellungen bei einer ausgewählten Gruppe von Personen mit sehr guten echokardiographischen Ableitbedingungen erkennen. Hierzu wären jedoch noch weitere Untersuchungen zur Frage der Reproduzierbarkeit und Variabilität erforderlich, die nach den Arbeiten anderer Autoren eine erhebliche Einschränkung der Aussagekraft der quantitativen Meßergebnisse bewirken können.

Abkürzungen

2D-Echo	-	Zweidimensionale Echokardiographie
KA	-	Schnittebene in der kurzen Achse
2KB	-	Zweikammerblick
4KB	-	Vierkammerblick
LA	-	parasternale Längsachse
SK	-	Subkostaler Blick
RAO	-	Rechte vordere schräge Projektion des Herzens in der Cineventrikulographie
LAO	-	Linke vordere schräge Projektion des Herzens in der Cineventrikulographie
AV-Klappe	-	Atrioventrikuläre Klappe
EF	-	Ejektionsfraktion
EDV	-	Enddiastolisches Volumen
ESV	-	Endsystolisches Volumen
% dF	-	Prozentuale Flächenänderung
DYSquant	-	Dyssynergieindex der quantitativen Auswertung
DYSqual	-	Dyssynergieindex der semiquantitativ-visuellen Auswertung
KHK	-	Koronare Herzkrankheit
P	-	Signifikanz
r	-	Korrelationskoeffizient
M	-	Mittelwert
V	-	Variationskoeffizient
n	-	Anzahl der Variablen
SD	-	Standardabweichung
f	-	Frauen
m	-	Männer

8 Literatur

1. Bastians OL, Meltzer RS, McFhie J, Verbeek PW, Roelandt J:
in: Quantification from two-dimensional echocardiographic images.
Echocardiology, Hrsg. Rijsterborgh H, Martinus Nijhoff Publishers, The Hague Boston London (1981)

2. Bansal RC, Tanjik AJ, Seward JB, Offord KP:
Feasibility of detailed two-dimensional echocardiographic examination in adults.
Prospective study of 200 patients.
Mayo Clin Proc 55: 291 (1980)

3. Barnett RN, Youden WJ:
A revised scheme for comparison of quantitative methods.
Am J Clin Pathol 54: 454 (1970)

4. Beeder C, Charuzi Y, Loh IK, Staniloff H, Swan HJC:
Relationship between segmental abnormalities and global left ventricular function in coronary artery disease: Validation of a theoretical model.
Am Heart J 102: 330 (1981)

5. Biamino G, Lange L:
Echokardiographie. (1983)

6. Buda AJ, Delp EJ, Meyer CR, Jenkins JM, Smith DN, Bookstein Fl, Pitt B:
Automatic computer processing of digital 2-dimensional echocardiograms.
Am J Cardiol 52: 384 (1983)

7. Chaitman BR, Bristow JD, Rahimtoola SH:
Left ventricular wall motion assessed by using fixed external reference systems.
Circulation 48: 1043 (1973)

8. Chaitman BR, DeMots H, Bristow JD, Rösch J, Rahimtoola SH:
Objective and subjective analysis of left ventricular angiograms.
Circulation 52: 420 (1975)

9. Chatterjee K, Swan HJC, Parmley WW, Sustaita H, Marcus H, Matloff J:
Depression of left ventricular function due to acute myocardial ischemia and its reversal following aortocoronary saphenous vein bypass.
N Engl J Med 286: 1117 (1972)

10. Corya BC, Phillips JF, Black MJ, Weyman AE, Rasmussen S:
Prevalence of regional left ventricular dysfunction in patients with coronary artery disease.
Chest 79: 631 (1981)

11. Dodge HT, Sandler H, Baxley WA:
Usefulness and limitations of radiograhic methods for determining left ventricular volume .
Am J Cardiol 18: 10 (1966)

12. Edwards WD, Tajik AJ, Seward JB:
Standardized nomenclature and anatomic basis for regional tomographic analysis of the heart.
Mayo Clin Proc 56: 479 (1981)

13. Erbel R, Schweitzer P, Pyhel N, Hadre U, Meyer J, Effert S:
Quantitative Analyse regionaler Kontraktionsstörungen des linken Ventrikels im zweidimensionalen Echokardiogramm.
Z Kardiol 69: 562 (1980)

14. Erbel R, Schweitzer P, Krebs W, Pyhel N, Meyer J, Effert S:
Monoplane und biplane echokardiographische Volumenbestimmung des linken Ventrikels.
2. Untersuchungen bei koronarer Herzerkrankung.
Z Kardiol 70: 436 (1981)

15. Erbel R, Schweitzer P, Lambertz H, Henn G, Meyer J, Krebs W, Effert S:
Echoventriculography - A simultaneous analysis of two-dimensional echocardiography and cineventriculography.
Circulation 67: 205 (1983)

16. Erbel R, Schweitzer P, Meyer J, Krebs W, Effert S:
Quantifizierung der Funktion des linken Ventrikels mittels zweidimensionaler Echokardiographie.
Ultraschall 4: 228 (1983)

17. Falsetti HL, Marcus ML, Kerber RE, Skorton DJ:
Quantification of myocardial ischemia and infarction by left ventricular imaging.
Circulation 63: 747 (1981)

18. Feigenbaum H:
Echokardiographie.
Perimed-Verlag, Erlangen (1979)

19. Feigenbaum H:
Echokardiographie.
Perimed-Verlag, Erlangen (1985)

20. Feigenbaum H:
Future applications for the evaluation of ventricular function using echocardiography.
Am J Cardiol 49: 1330 (1982)

21. Feild BJ, Russel RO, Dowling JT, Rackley CE:
Regional left ventricular performance in the year following myocardial infarction.
Circulation 46: 679 (1972)

22. Fitzgerald PJ, Schnittger I, Gordon EP, Popp RL:
Reference systems for echocardiographic segmental wall motion analysis.
Circulation 66: 2-339 (1982)

23. Force T, Bloomfield P, O'Boyle JE, Khuri SF, Josa M, Parisi AF:
Quantitative two-dimensional echocardiographic analysis of regional wall motion in patients with perioperative myocardial infarction.
Circulation 70: 233 (1984)

24. Fuji J, Sawada H, Aizawa T, Kato K, Onoe M, Kuno Y:
Computer analysis of cross sectional echocardiogram for quantitative evaluation of left ventricular asynergy in myocardial infarction.
Br Heart J 51: 139 (1984)

25. Gelberg HJ, Brundage BH, Glantz S, Parmley WW:
Quantitative left ventricular wall motion analysis: A comparison of area, chord and radial methods.
Circulation 59: 991 (1979)

26. Gibson RS, Bishop HL, Stamm RB, Crampton RS, Beller GA, Martin RP:
Value of early two dimensional echocardiography in patients with acute myocardial infarction.
Am J Cardiol 49: 1110 (1982)

27. Gillam LD, Hogan RD, Foale RA, Franklin TD, Newell JB, Guyer DE, Weymann AE:
A comparison of quantitative echocardiographic methods for delineating infarct-induced abnormal wall motion.
Circulation 70: 113 (1984)

28. Grube E, Richter R, Otten H, Janson R, Lackner K, Simon H, Jörgens H:
Darstellung linksventrikulärer Kontraktionsanomalien mit Hilfe der zweidimensionalen Sektor-Echokardiographie.
Dtsch Med Wschr 104: 703 (1979)

29. Grube E:
Die zweidimensionale Echokardiographie erlaubt eine Quantifizierung von Dyssynergien bei koronarer Herzerkrankung.
In: Kontroverse Ansichten in der Echokardiographie, Schattauer Verlag, Stuttgart New York (1983)

30. Grube E, Hanisch H, Zywietz M, Neumann G, Herzog H:
Rechnergestützte Bestimmung linksventrikulärer Kontraktionsanomalien mittels zweidimensionaler Echokardiographie. 1. Analyse verschiedener Untersuchungsmethoden und Normalwertbestimmung.
Z Kardiol 73: 41 (1984)

31. Grube E, Backs B, Hanisch H, Zywietz M, Neumann G:
Quantitative rechnergestützte Bestimmung linksventrikulärer Kontraktionsanomalien im zweidimensionalen Echokardiogramm. 2. Anwendung bei Patienten mit koronarer Herzkrankheit.
Z Kardiol 73: 71 (1984)

32. Haendchen RV, Wyatt HL, Maurer G, Zwehl W, Bear M, Meerbaum S, Corday E:
Quantification of regional cardiac function by two-dimensional echocardiography. 1. patterns of contraction in the normal left ventricle.
Circulation 67: 1234 (1983)

33. Hahn B, Bohn I, Strauer BE:
Funktionsbeurteilung des Herzens mittels zweidimensionaler Echokardiographie: Vergleichende Untersuchungen zur Cineangiographie und Erstellung von Normalwerten für Erwachsene.
Z Kardiol 71: 445 (1982)

34. Hamilton GW, Murray JA, Kennedy JW:
Quantitative angiocardiography in ischemic heart disease.
Circulation 45: 1065 (1972)

35. Hecht HS, Taylor R, Wong M, Shah PM:
Comparative evaluation of segmental asynergy in remote myocardial infarction by radionuclide angiography, two-dimensional echocardiography, and contrast ventriculography
Am Heart J 101: 740 (1981)

36. Heger J, Weyman AE, Wann LS, Rogers EW, Dillon JC, Feigenbaum H:
Cross-sectional echocardiographic analysis of extent of left ventricular asynergy in acute myocardial infarction.
Circulation 61: 1113 (1980)

37. Helfant RH, Herman MV, Gorlin R:
Abnormalities of left ventricular contraction induced by beta adrenergic blockade.
Circulation 43: 641 (1971)

38. Heng MK, Lang TW, Takashi T, Meerbaum S, Wyatt HL, Lee SS, Davidson R, Corday E:
Quantification of myocardial ischemic damage by two-dimensional echocardiography.
Circulation 56 (Suppl 3): 3-111 (1977)

39. Henry WL et al.:
Report of the American Society of Echocardiography Committee on nomenclature and standards in two-dimensional echocardiography.
Circulation 62: 212 (1980)

40. Herman MV, Heinle RA, Klein MD, Gorlin R:
Localized disorders in myocardial contraction.
New Engl J Med 277: 222 (1967)

41. Hess OM, Carroll JD, Brayshaw C, Krayenbühl HP;
Beurteilung regionaler Kontraktionsstörungen mittels zweidimensionaler Echokardiographie.
Schweiz Med Wschr 113: 826 (1983)

42. Hood WP, Smith LR, Amende I, Simon R, Lichtlen PR:
Application of a computerized system for analysis of regional left ventricular function.
Computers in Cardiology, Rotterdam, Seite 359 (1977)

43. Horowitz RS, Morganroth J, Parrotto C, Chen CC, Soffer J, Pauletto FJ:
Immediate diagnosis of acute myocardial infarction by two-dimensional echocardiography.
Circulation 65: 323 (1982)

44. Ideker RE, Behar VS, Wagner GS, Starr JW, Starmer CF, Lee KL, Hackel DB:
Evaluation of asynergy as an indicator of myocardial fibrosis.
Circulation 57: 715 (1977)

45. Ingels NB, Daughters GT, Stinson EB, Alderman EL:
Evaluation of methods of quantitating left ventricular segmental wall motion in man using myocardial markers as a standard.
Circulation 61: 966 (1980)

46. Karsch KR, Lamm U, Blanke H, Rentrop KP:
Comparison of nineteen quantitative models for assessment of localized left ventricular wall motion abnormalities.
Clin Cardiol 3: 123 (1980)

47. Kisslo JA, Robertson D, Gilbert BW, v Ramm D, Behar VS:
A comparison of real time, two-dimensional echocardiography and cineangiography in detecting left ventricular asynergy
Circulation 55: 134 (1977)

48. Klausner SC, Blair TJ, Bulawa WF, Jeppson GM, Jenson RL, Clayton PD:
Quantitative analysis of segmental wall motion throughout systole and diastole in the normal human left ventricle.
Circulation 65: 580 (1981)

49. Klein MH, Herman MV, Gorlin R:
A hemodynamic study of left ventricular aneurysm.
Circulation 35: 614 (1967)

50. Koenig W, Gehring J, Kollmann G, Beckmann R, Mathes P:
Qualitative und quantitative Analyse regionaler Kontraktionsstörungen im Lävangiogramm.
Z Kardiol 72: 583 (1983)

51. Kronik G, Slany J, Mösslacher H:
Die Beurteilung der regionalen Myokardfunktion im Schnittbildechokardiogramm
Z Kardiol 69: 92 (1980)

52. Kronik G, Hutterer B, Schmoliner R, Mösslacher H, Ehrenböck R:
Sensitivität und Spezifität der zweidimensionalen Echokardiographie bei der Diagnose von Herzinfarktnarben.
Klin Wochenschr 59: 187 (1981)

53. Kronik G:
Die Echokardiographie gestattet eine reproduzierbare und quantitative Bestimmung der globalen linksventrikulären Kontraktion.
In: Kontroverse Ansichten in der Echokardiographie, siehe 28 (1983)

54. Lange L, Lichtenstern E, Bein G:
Standardisierungsempfehlungen für Abbildungen und Nomenklatur in der zweidimensionalen Echokardiographie.
Z Kardiol 70: 472 (1981)

55. Latson LA, Cheatham JP, Gutsell HP:
Resolution and accuracy in two-dimensional echocardiography.
Am J Cardiol 48: 106 (1981)

56. Leighton RF, Wilt SM, Lewis RP:
Detection of hypokinesis by a quantitative analysis of left ventricular cineangiograms.
Circulation 50: 121 (1974)

57. Lengyel M, Tajik AL, Seward JB, Smith HC:
Correlation of two-dimensional echocardiographic and angiocardiographic segmental wall motion abnormalities in patients with prior transmural myocardial infarction: A prospective double blind study
Circulation 59; 60: 2-153 (1979)

58. Loh IK, Charuzi Y, Beeder C, Marshall LA, Ginsburg JHL
Early diagnosis of nontransmural infarction by two-dimensional echocardiography.
Am Heart J 104: 963 (1982)

59. Martin RP, Rakowski H, Kleiman JH, Beaver W, London E, Popp RL:
Reliability and reproducibility of two-dimensional echocardiographic measurement of the stenotic mitral valve orifice area.
Amer J cardiol 43: 560 (1979)

60. Mathes P, Baxley WA, Neiß A, Kreuz D, Sebening H, Delius W, Blömer H:
Ventrikelfunktion nach abgelaufenem Herzinfarkt in Abhängigkeit vom Kontraktionsverhalten des überlebenden Herzmuskels.
Dtsch Med Wschr 104: 1 (1979)

61. Maurer G, Nanda NC:
Two-dimensional echocardiographic evaluation of exercise-induced left and right ventricular asynergy: Correlation with thallium scanning.
Am J Cardiol 48: 720 (1981)

62. Mitamura H, Ogawa S, Hori S, Yamazaki H, Handa S, Nakamura Y:
Two-dimensional echocardiographic analysis of wall motion abnomalities during handgrip exercise in patients with coronary artery disease.
Am J Cardiol 48: 711 (1981)

63. Meltzer RS, Woythaler JN, Buda AJ, Griffin JC, Harrison WD, Martin RP, Harrison DC, Popp RL:
Two-dimensional echocardiographic quantification of infarct size alteration by pharmacologic agents.
Am J Cardiol 44: 257 (1979)

64. Moynihan Pf, Parisi AF, Feldman CL:
Quantitative detection of regional left ventricular contraction abnormalities by two-dimensional echocardiography. 1. Analysis of Methods.
Circulation 63: 752 (1981)

65. Nishimura RA, Reeder GS, Fletcher AM, Ilstrup DM, Shub C, Seward JB, Tajik AJ:
Prognostic value of predischarge 2-dimensional echocardiogram after acute myocardial infarction.
Am J Cardiol 53: 429 (1984)

66. Nixon JV, Narahara KA, Smitherman TC:
Estimation of myocardial involvement in patients with acute myocardial infarction by two-dimensional echocardiography.
Circulation 62: 1248 (1980)

67. Ohuchi Y, Kuwako K, Umeda T, Machii K:
Real-time phased array, cross-sectional echocardiographic evaluation of left ventricular asynergy and quantification of left ventricular function. A Comparison with left ventricular cineangiography.
Jap Heart J 21: 1 (1980)

68. Pachinger O:
Quantitative Erfassung regionaler Störungen der Myokardfunktion bei koronarer Herzerkrankung.
Wiener Klin Wschr 90: Suppl 85, 1 (1978)

69. Pandian NG, Skorton DJ, Collins SM, Falsetti HL, Burke ER, Kerber RE:
Heterogeneity of left ventricular segmental wall thickening and excursion in two-dimensional echocardiograms of normal human subjects.
Am J Cardiol 51: 1667 (1983)

70. Parisi AF, Moynihan PF, Folland ED, Feldman CL:
Assessment of regional wall motion in coronary artery disease by two-dimensional echocardiography.
In: Echocardiology, Hrsg. Lancee CT, Martinus Nijhoff Publishers, The Hague Boston London S. 125 (1979)

71. Parisi AF, Moynihan PF, Folland ED, Feldman CL:
Quantitative detection of left ventricular contraction abnormalities by two-dimensional echocardiography. 2. Accuracy in coronary artery disease. Circulation 63: 761 (1981)

72. Pietro DA, Voelkel AG, Ray BJ, Parisi AF:
Reproducibility of echocardiography. A study evaluating the variability of serial echocardiographic measurements.
Chest 79: 29 (1981)

73. Rees G, Bristow JD, Kremkau EL, Green GS, Herr RH, Griswold HE, Starr A:
Influence of aortocoronary bypass surgery on left ventricular performance.
N Engl J Med 284: 1116 (1971)

74. van Reet RE, Quinones MA, Poliner LR, Nelson JG, Waggoner AD, Kanon D, Lubetkin S, Pratt CM, Winters WL:
Comparison of two-dimensional echocardiography with gated radionuclide ventriculography in the evaluation of global and regional left ventricular function in acute myocardial infarction.
J Am Coll Cardiol 3: 243 (1984)

75. Rich S, Sheik A, Gallastegui J, Kondos GT, Mason T, Lam W:
Determination of left ventricular ejection fraction by visual estimation during real-time two-dimensional echocardiography.
Am Heart J 104: 603 (1982)

76. Rickards A, Seabra-Gomes R, Thurston P:
The assessment of regional abnormalities of the left ventricle by angiography.
Eur J Cardiol 5: 167 (1977)

77. Sandor T, Henschke C, Risser TA, Hanlon WB, Neumann A, Wynne J:
Quantitative analysis of left ventricular wall motion and thickness using two-dimensional echocardiography.
Int J Bio-Medical Computing 14: 431 (1983)

78. Schartl M:
Die zweidimensionale Echokardiographie erlaubt keine sichere Quantifizierung von Dyssynergien bei der koronaren Herzerkrankung.
In: Kontroverse Ansichten in der Echokardiographie, siehe 28, (1983)

79. Schartl M, Rutsch W, Paeprer H, Müller U:
Stellenwert der zweidimensionalen Echokardiographie in der Diagnostik akuter transmuraler Erstinfarkte.
Z Kardiol 73: 56 (1984)

80. Schnittger I, Fitzgerald PJ, Gordon EP, Alderman EL, Popp RL:
Computerized quantitative analysis of left ventricular wall motion by two-dimensional echocardiography.
Circulation 70: 242 (1984)

81. Schröder R, Biamino G, v. Leitner ER, Linderer TH, Brüggemann TH, Heitz J, Vöhringer HF, Wegscheider K:
Intravenous short-term infusion of streptokinase in acute myocardioal infaction.
Circulation 67: 536 (1983)

82. Schweitzer P, Erbel R, Merx WL
Echocardiographic detection of wall motion abnormalities before and after streptokinase therapy in patients with acute myocardial infarction.
In: Cardiovascular diagnosis by ultrasound, Hrsg. Hanrath P, Bleifeld W, Souquet J, Martinus Nijhoff Publishers, The Hague Boston London (1982)

83. Sigel H, Nechawatel W, Bitter F, Stauch M, Lippert R:
Quantitative regionale Lävangiographie:
Vergleichende Untersuchungen an einem Normalkollektiv.
Z Kardiol 70: 221 (1981)

84. Simon R, Amende I, Lichtlen P:
Regionale Wandbewegungen des linken Ventrikels.
In: Koronarangiographie. Hrsg. Lichtlen Perimed Verlag Erlangen (1979)

85. Skorton DJ, McNary CA, Child JS, Newton FC, Shah PM:
Digital image processing of two-dimensional echocardiograms: Identification of the endocardium.
Am J Cardiol 48: 479 (1981)

86. Sniderman AD, Marpole D, Fallen EL:
Regional contraction patterns in the normal and ischemic left ventricle in man.
Am J cardiol 31: 484 (1973)

87. Sold G:
Die zweidimensionale Echokardiographie erlaubt keine sicher reproduzierbare quantitative Bestimmung der globalen linksventrikulären Funktion.
In: Kontroverse Ansichten in der Echokardiographie siehe 28 (1983)

88. Stamm RB, Carabello BA, Mayers DL, Martin RP:
Two-dimensional echocardiographic measurement of left ventricular ejection fraction: Prospective analysis of what constitutes an adequate determination.
Am Heart J 104: 136 (1982)

89. Tzivoni D, Diamond GA, Pichler M, Stankus K, Vas R, Forrester JS:
Analysis of regional ischemic left ventricular dysfunction by quantitative cineangiography.
Circulation 60: 1278 (1979)

90. Vas R, Diamond GA, Forrester JS, Whiting JS, Pfaff MJ, Lewisman JA, Nakano FS, Swan HJC:
Computer-enhanced digital angiography: Correlation of clinical assessment of left ventricular ejection fraction and regional wall motion.
Am Heart J 104: 732 (1982)

91. Visser CA, Lie KJ, Kan G, Meltzer R, Durrer D:
Detection and quantification of acute isolated myocardial infarction by two-dimensional echocardiography.
Am J Cardiol 47: 1020 (1981)

92. Wahr DW, Wang YS, Schiller NB:
Left ventricular volumes determined by two-dimensional echocardiography in a normal adult population.
J Am Coll Cardiol 3: 863 (1983)

93. Wald A, Wolfowitz J:
Tolerance limits for a normal distribution.
AMC 17: 208 (1946)

94. Wann LS, Faris JV, Childress RH, Dillon JC, Weyman AE, Feigenbaum H:
Exercise cross-sectional echocardiography in ischemic heart disease.
Circulation 60: 1300 (1979)

95. Waters DD, Forrester JS:
Myocardial ischmia: detection and quantitation.
Ann Intern Med 88: 239 (1978)

96. Weiss JL, Bulkley BH, Hutchins GM, Mason SJ:
Two-dimensional echocardiographic recognition of myocardial injury in man: Comparison with postmortem studies.
Circulation 63: 401 (1981)

97. Weyman AE, Peskoe SM, Williams ES, Dillon JC, Feigenbaum H:
Detection of left ventricular aneurysms by cross-sectional echocardiography.
Circulation 54: 936 (1976)

98. Weymann AE, Franklin TC, Egenes KM, Green D:
Correlation between extent of abnormal regional wall motion and myocardial infarct size in chronically infarcted dogs.
Circulation 56 (Suppl 2): 2-72 (1977)

99. Weyman AE, Franklin TD, Hogan RD, Gillam LD, Wiske PS, Newell J, Gibbons EF, Foale RA:
Importance of heterogeneity in assessing the contraction abnormalities associated with acute myocardial ischemia
Circulation 70: 102 (1984)

100. Woodward B, Warwick R:
How safe ist diagnostic sonar?
Br J Radiol 43: 719, (1970)

101. Wyatt Hl, Meerbaum S, Heng MK, Rit J, Gueret P, Corday E:
Experimental Evaluation of the extent of myocardial dyssynergy and infarct size by two-dimensional echocardiography.
Circulation 63: 607 (1981)

102. Zenker G, Kandlhofer B, Forche G, Harnoncourt K:
Risikoeinstufung von akuten Myokardinfarktpatienten mittels zweidimensionaler Echokardiographie.
Wiener Klin Wschr 95: 680 (1983)

9 Lebenslauf

Am 30.August 1958 wurde ich als erster von drei Söhnen in Göttingen geboren. Mein Vater, Professor Wolfgang Dißmann, ist als Leiter der I. Inneren Abteilung im Krankenhaus Am Urban tätig. Meine Mutter, Hildegard Dißmann, geb. Scholl, ist ausgebildete Mittelschullehrerin, arbeitet jetzt aber im Haushalt für die Familie.

1963 erfolgte der Umzug der Familie nach Berlin. Dort wurde ich 1964 an der Clemens-von-Brentano-Grundschule in Lichterfelde eingeschult. 1968 wechselte ich zum Gymnasium Steglitz und erreichte dort 1977 den Abiturabschluß.

Im selben Jahr begann ich eine Ausbildung als Krankenpflegehelfer, die ich jedoch nach einem halben Jahr abbrach, um Medizin zu studieren.

Mein Medizinstudium absolvierte ich von 1978 bis 1985 an der Feien Universität Berlin. Am 21. Juni 1985 wurde mir die Approbation als Arzt erteilt. Seit Novbember 1985 arbeite ich als wissenschaftlicher Mitarbeiter in der Kardiopulmonologischen Abteilung des Klinikum Steglitz.

10 Danksagungen

Herrn Professor Dr. med. G. Biamino danke ich nicht nur für die Überlassung des Themas und seine unermüdliche Hilfe bei der Erstellung dieser Arbeit, sondern vor allem dafür, daß er mich mit seiner großen Erfahrung in die Methodik der Echokardiographie eingeführt hat.

Ich danke Herrn Dipl-Ing. T. Brüggemann und Herrn Dr. K. Wegscheider, die mir beide viel bei der statistischen Auswertung beigestanden haben.

Der Abteilung für Wissenschaftliche Graphik und der zentralen Photoabteilung bin ich für die Hilfe bei der formalen Gestaltung zu Dank verpflichtet.

Weiter möchte ich all denen danken, die mir durch Diskussionen, Aufmunterung und gute Ratschläge geholfen haben, den langen Weg bis bis zur Fertigstelllung dieser Arbeit durchzuhalten.

Papyrus-Druck GmbH Berlin ☎ 3416451
Dissertationen

Berlin 1956